

⑬ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift  
⑩ DE 42 13 426 A 1

⑳ Aktenzeichen: P 42 13 426.9  
㉑ Anmeldetag: 23. 4 92  
㉒ Offenlegungstag: 29. 10. 92

㉓ Int. Cl. 5:  
A 61 B 17/39  
A 61 B 1/04  
A 61 M 5/31  
A 61 B 1/00  
A 61 B 17/36  
A 61 B 17/06  
H 04 N 7/18  
// G02B 23/24

DE 42 13 426 A 1

㉔ Unionspriorität: ㉕ ㉖ ㉗

23.04.91 JP P 92236/91 24.04.91 JP P 94455/91  
24.07.91 JP P 184897/91

㉘ Anmelder:

Olympus Optical Co., Ltd., Tokio/Tokyo, JP

㉙ Vertreter:

Kahler, K., Dipl.-Ing., 8948 Mindelheim; Käck, J.,  
Dipl.-Ing. Dipl.-Wirtsch.-Ing., Pat.-Anwälte, 8910  
Landsberg

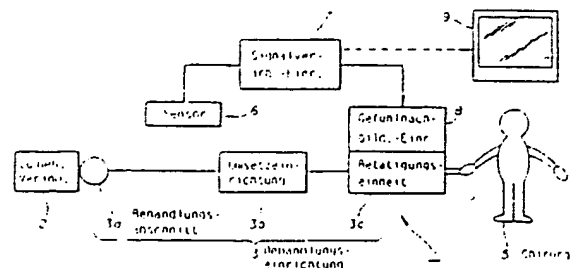
㉚ Erfinder:

Kami, Kuniaki; Adachi, Hideyuki, Hachioji,  
Tokio/Tokyo, JP; Umeyama, Koichi, Kasukabe,  
Saitama, JP; Kosaka, Yoshihiro; Yamaguchi, Seiji;  
Fuse, Eiichi, Hachioji, Tokio/Tokyo, JP; Sato, Michio,  
Hino, Tokio/Tokyo, JP; Nakamura, Masakazu,  
Hachioji, Tokio/Tokyo, JP; Tanaka, Yasundo, Urawa,  
Saitama, JP; Fukaya, Takashi; Matsuno, Kiyotaka;  
Suzuki, Katsuya, Hachioji, Tokio/Tokyo, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉛ Medizinische Vorrichtung, die einen Kontaktzustand eines Behandlungsabschnitts in der Betätigungseinheit nachbildet

㉜ Eine medizinische Vorrichtung (1) gemäß der Erfindung umfaßt eine medizinische Behandlungseinrichtung (3), die eine vom Chirurgen bedienbare Betätigungseinheit (3c) und einen vom Chirurgen (5) entfernten Behandlungsabschnitt (3a) zum Behandeln eines Gegenstands (2) einschließt, einen Detektor (6) zum Erfassen eines Kontaktzustands zwischen Gegenstand (2) und Behandlungsabschnitt (3a) und einen Nachbildungsmechanismus (8) zum Verstärken eines geringen Kontaktdrucks entsprechend dem Ausgangssignal des Detektors (6) und zum Nachbilden des Kontaktzustands, so daß der Chirurg (5) den Kontaktzustand spürbar wahrnehmen kann.



DE 42 13 426 A 1

Ref. CJ

Die Erfindung betrifft eine medizinische Vorrichtung, die eine Nachbildungseinrichtung zum Erfassen eines Kontaktzustandes eines Behandlungsabschnitts, der am distalen Ende einer medizinischen Einrichtung zum Be-

handeln eines Patienten ausgebildet ist, und zum Nachbilden des Kontaktzustandes in einer von einem Chirurgen bedienten Betätigungseinrichtung einschließt, so daß der Chirurg den Kontaktzustand spüren bzw. wahrnehmen kann.

Auf dem Gebiet der Medizin wurden Endoskope in den letzten Jahren in großem Umfang verwendet, bei denen am distalen Ende eines länglichen Einführrohres eine Beobachtungs- oder Abbildungseinrichtung instal-

liert ist und ein am proximalen Ende des Einführrohres vorgesehenes Okular oder ein Monitor zur Beobachtung benutzt wird. Diese Endoskope machen eine Sek-

tion überflüssig und ermöglichen, falls erforderlich, eine Behandlung mit einem in einen Kanal eingeführten Be-

handlungsadapter.

Anstelle einer Sektion wird ein kleines Loch im Bauch ausgebildet, durch das ein Endoskop oder ein Behand-

lungsadapter eingeführt werden kann. Anschließend wird der Behandlungsadapter benutzt, um mit der Ope-

ration unter endoskopischer Betrachtung fortzufahren.

Unter mikroskopischer Beobachtung kann eine feinfüh-

lige, chirurgische Behandlung durchgeführt werden.

Bei der vorstehend erwähnten medizinischen Einrichtung weist die von Hand bediente Betätigungseinheit

einen bestimmten Abstand von einem Behandlungsabschnitt zum Behandeln eines Patienten auf, wobei der Kontaktzustand zwischen dem Behandlungsabschnitt

und dem Patienten nicht zum Chirurgen übertragen wird. Außerdem muß der Bewegungsbetrag des Be-

handlungsabschnitts sehr gering bzw. fein sein. Um demzufolge eine exakte Behandlung durchführen zu

können, muß der Bewegungsbetrag oder die Bewegungskraft zum Bedienen der Betätigungseinrichtung

wesentlich verringert werden.

Falls beispielsweise eine feinfühlige Behandlung erforderlich ist, ist der Kontaktdruck eines Behandlungs-

abschnitts, der in Berührung mit dem Patienten steht, so gering, daß es äußerst schwierig ist, den Kontaktzustand

korrekt zu erkennen.

Ein Chirurg kann jedoch kaum den Bewegungsbetrag oder die Bewegungskraft seiner Hand entsprechend der

Größe des zu behandelnden Bereichs verringern. Demzufolge kann bei konventionellen medizinischen Ein-

richtungen manchmal keine zufriedenstellende Behandlung durchgeführt werden.

Es ist somit Aufgabe der Erfindung, eine medizinische Vorrichtung vorzuschlagen, mit der eine Wahrnehmung

des Kontaktzustandes zwischen Behandlungsabschnitt und Patient selbst dann leicht möglich ist, falls die Be-

tätigungseinheit und der Behandlungsabschnitt einen größeren Abstand voneinander aufweisen und der zu be-

teilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind Gegenstand der Unteransprüche 2 bis 39.

Bei der erfindungsgemäßen medizinischen Vorrichtung 1, deren grundsätzlicher Aufbau in Fig. 1 darge-

stellt ist, wird eine Verletzung oder krankhafte Veränderung 2 des Patienten unter Verwendung eines Be-

handlungsabschnitts 3a einer Behandlungseinrichtung 3 behandelt. Der Behandlungsabschnitt 3a steht mittelbar

über eine Umwandlungs- bzw. Umsetzeinrichtung 3b mit einer Betätigungseinheit 3c in Verbindung. Ein Chi-

urg 5 bedient die Betätigungseinrichtung 3c, um den Behandlungsabschnitt 3a entsprechend zu betätigen.

Der Zustand des Einwirkens des Behandlungsabschnitts 3a auf die krankhafte Veränderung 2 wird mit Hilfe

eines Drucksensors, eines Tastsensors oder eines anderen Sensors 6 erfaßt. Eine Signalverarbeitungsein-

richtung 7 führt eine Signalverstärkung sowie andere Signalverarbeitungen durch. Das verstärkte Signal steuert

dann eine Gefühlnachbildungseinrichtung 8 an, die in der Betätigungseinheit 3c angeordnet ist. Entsprechend

der Bedienung der Betätigungseinheit 3c verstärkt die Gefühlnachbildungseinrichtung 8 den vom Sensor 6 er-

faßten Kontaktdruck, um den Kontaktdruck so nachzubilden, daß der Chirurg den Kontaktdruck fühlbar wahr-

nimmt. Mit Hilfe der Gefühlnachbildungseinrichtung 8 kann der Chirurg den Operationszustand spüren, bei-

spielsweise, daß der Behandlungsabschnitt 3a die zu behandelnde krankhafte Veränderung 2 leicht berührt,

was ansonsten unter normalen Bedingungen nicht spürbar wahrgenommen werden kann. Die Gefühlnachbil-

dungseinrichtung 8 ist außerdem bei einer feinfühli-

gen Behandlung sehr hilfreich. Die Signalverarbeitungseinrichtung 7 kann die vom Sensor 6 ermittelte Information

auf einem Monitor 9 darstellen.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockdiagramm, das den grundlegenden Aufbau der medizinischen Vorrichtung wiedergibt;

Fig. 2 bis 10 das erste Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 2 den Aufbau einer Steuereinrichtung des ersten

Ausführungsbeispiels anhand eines Blockdiagramms, Fig. 3 eine Greifzange des ersten Ausführungsbei-

spiels in Seitenansicht, Fig. 4 den speziellen Aufbau der Greifzange im Quer-

schnitt, Fig. 5 ein Querschnitt gemäß Linie A-A in Fig. 4,

Fig. 6 Kennwerte, die die Beziehung zwischen dem Bewegungsbetrag eines Betätigungsknopfes für die

Greifzange und dem Betätigungsbetrag eines Greifabschnitts darstellen,

Fig. 7 den Resezierabschnitt des distalen Teils einer Biopsie-Zange in Seitenansicht,

Fig. 8 den Aufbau der gesamten Endoskopvorrichtung mit der Biopsie-Zange der Fig. 7,

Fig. 9 den Aufbau einer Variante der Greifzange der Fig. 4 in Querschnittsansicht und

Fig. 10 den Aufbau einer Steuereinrichtung der Fig. 9 wiedergibt;

Fig. 11 und 12 ein zweites Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 11 den Gesamtaufbau der medizinischen Vor-

richtung des zweiten Ausführungsbeispiels und Fig. 12 den Aufbau des distalen Teils eines bei dieser

Vorrichtung verwendeten Behandlungsadapters wiedergibt;

Fig. 13 bis 17 ein drittes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 13 den Aufbau einer Steuereinrichtung des dritten

Ausführungsbeispiels anhand eines Blockdiagramms, Fig. 14 den Aufbau einer Injektionseinrichtung des

dritten Ausführungsbeispiels.

Fig. 15 einen in der Mitte einer Nadelspitze installierten Drucksensor,

Fig. 16 eine Variante der Steuereinrichtung der Fig. 13 anhand eines Blockdiagramms und

Fig. 17 die Funktion bzw. Betätigung der Variante wiedergibt;

Fig. 18 bis 21 das vierte Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 18 das distale Teil einer Lasersonde in Seitenansicht,

Fig. 19 den Aufbau einer Steuereinrichtung anhand eines Blockdiagramms,

Fig. 20 das proximale Teil der Lasersonde in Seitenansicht und

Fig. 21 das distale Teil einer Variante des vierten Ausführungsbeispiels in Seitenansicht wiedergibt;

Fig. 22 bis 25 ein fünftes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 22 den Aufbau einer diathermischen Behandlungseinrichtung,

Fig. 23 eine Betätigungseinheit der diathermischen Behandlungseinrichtung in perspektivischer Ansicht,

Fig. 24 den Aufbau einer Steuereinrichtung anhand eines Blockdiagramms und

Fig. 25 die Funktionsweise des fünften Ausführungsbeispiels in schematischer Darstellung wiedergibt;

Fig. 26 bis 28 ein sechstes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 26 den Aufbau einer diathermischen Behandlungseinrichtung des sechsten Ausführungsbeispiels anhand eines Blockdiagramms,

Fig. 27 das distale Teil einer diathermischen Schlinge in Draufsicht und

Fig. 28 das distale Teil einer diathermischen Schlinge in Schnittansicht wiedergibt;

Fig. 29 bis 31 ein siebtes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 29 den Aufbau des Hauptteils des siebten Ausführungsbeispiels anhand eines Blockdiagramms,

Fig. 30 den Aufbau eines Widerstandsdetektors anhand eines Blockdiagramms und

Fig. 31 eine Betätigungseinheit, auf der ein Stopper ausgebildet ist, in Draufsicht wiedergibt;

Fig. 32 bis 34 das achte Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 32 den Gesamtaufbau des achten Ausführungsbeispiels,

Fig. 33 einen Handschuh in schematischer Darstellung und

Fig. 34 den Aufbau einer Steuereinrichtung anhand eines Blockdiagramms wiedergibt;

Fig. 35 bis 38 ein neuntes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 35 eine Steuereinrichtung des neunten Ausführungsbeispiels anhand eines Blockdiagramms,

Fig. 36 den Aufbau eines optischen Systems der Haupteinheit eines intraoperativen Mikroskops,

Fig. 37 Pseudo-Betätigungsschalter, die innerhalb des Beobachtungsfelds des intraoperativen Mikroskops angezeigt werden, und

Fig. 38 das intraoperative Mikroskop in Seitenansicht wiedergibt;

Fig. 39 bis 41 ein zehntes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 39 den Aufbau eines optischen Systems in einer Haupteinheit eines intraoperativen Mikroskops des zehnten Ausführungsbeispiels,

Fig. 40 den Aufbau eines Steuerabschnitts des zehnten Ausführungsbeispiels anhand eines Blockdiagramms und

Fig. 41 Pseudo-Betätigungsschalter wiedergibt, die im Beobachtungsfeld des intraoperativen Mikroskops angezeigt werden;

Fig. 42 bis 43 ein elftes Ausführungsbeispiel, wobei

Fig. 42 den Aufbau eines optischen Systems in der Haupteinheit eines intraoperativen Mikroskops beim elften Ausführungsbeispiel und

Fig. 43 Pseudo-Betätigungsschalter wiedergibt, die im Beobachtungsfeld des intraoperativen Mikroskops angezeigt werden;

Fig. 44 bis 49 ein zwölftes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 44 den Aufbau eines intraoperativen Mikroskops des zwölften Ausführungsbeispiels,

Fig. 45 eine Betätigungseinheit eines Nadelhalters in perspektivischer Ansicht,

Fig. 46 einen Halteabschnitt des Nadelhalters in perspektivischer Ansicht,

Fig. 47 den Aufbau einer Luftfeder im Querschnitt,

Fig. 48 den Aufbau eines Betätigungsabschnitts in perspektivischer Ansicht und

Fig. 49 den Aufbau eines Steuerabschnitts anhand eines Blockdiagramms wiedergibt;

Fig. 50 bis 52 ein dreizehntes Ausführungsbeispiel, wobei Fig. 50 ein intraoperatives Mikroskop des dreizehnten Ausführungsbeispiels in Vorderansicht,

Fig. 51 die Beziehung zwischen einer Betätigungseinheit und einem Betätigungsabschnitt in perspektivischer Ansicht und

Fig. 52 ein intraoperatives Mikroskop gemäß einer Variante des dreizehnten Ausführungsbeispiels wiedergibt;

Fig. 53 den schematischen Aufbau der gesamten intrakorporalen Behandlungseinrichtung eines vierzehnten Ausführungsbeispiels;

Fig. 54 ein intrakorporales (im Körperinneren liegendes) Einführrohr der intrakorporalen Behandlungseinrichtung des vierzehnten Ausführungsbeispiels in perspektivischer Ansicht;

Fig. 55 einen Steuerarm der intrakorporalen Behandlungseinrichtung in perspektivischer Ansicht;

Fig. 56 eine elektronische Steuerschaltung der intrakorporalen Behandlungseinrichtung;

Fig. 57 den Aufbau einer Verbindungsstelle der intrakorporalen Behandlungseinrichtung in schematischer Darstellung;

Fig. 58 die Bewegung der Verbindungsstelle;

Fig. 59 Behandlungsadapter für die intrakorporale Behandlungseinrichtung;

Fig. 60 die erste Variante eines Armes der intrakorporalen Behandlungseinrichtung;

Fig. 61 die zweite Variante des Armes der intrakorporalen Behandlungseinrichtung und

Fig. 62 die dritte Variante des Armes der intrakorporalen Behandlungseinrichtung.

Fig. 2 zeigt eine medizinische Einrichtung 81 des ersten Ausführungsbeispiels, die das Merkmal der Greifgefühl-Nachbildung einschließt. Bei dieser medizinischen Einrichtung 81 ist, wie in Fig. 3 dargestellt, ein Greifkraft-Erfassungselement 83 in eine Greifzange (Biopsie-Zange) 82 eingebaut. Das Ausgangssignal des Greifkraft-Erfassungselements 83 wird einer Druckerfassungsschaltung 84 zugeführt, die dann die Greifkraft ermittelt. Das Ausgangssignal der Druckerfassungsschaltung 84 wird mit Hilfe einer Verstärkungsschaltung 85 verstärkt. Das Ausgangssignal der Verstärkungsschaltung 85 steuert über eine Motorsteuerschaltung 86 einen Motor 87 an.

Der Motor 87 steuert eine Greifgefühl-Nachbildungseinheit 88 der Greifzange 82 an. Die Greifgefühl-Nachbildungseinheit 88 bewegt einen Betätigungsgriff 88a, der an einer Betätigungseinheit 89 vorgesehen ist. Die Greifzange 82 ist mit einem Zugspannungs-Erfassungs-

element 91 zum Erfassen einer Zugspannung ausgestattet. Das Ausgangssignal des Zugspannungs-Erfassungselements 91 wird an eine Zugspannungs-Erfassungsschaltung 92 angelegt, die dann die Zugspannung ermittelt. Eine Verstärkungsschaltung 93 verstärkt das Zugspannungssignal. Das Ausgangssignal der Verstärkungsschaltung 93 wird einer Motorsteuerschaltung 94 zugeführt, die einen entsprechenden Strom an einen Motor 95 liefert, der eine Zugspannungs-Nachbildungseinheit 96 antreibt. Diese Zugspannungs-Nachbildungseinheit 96 bewegt ein in der Betätigungseinheit 89 ausgebildetes Gleitstück 96a.

Was die Greifzange 82 anbetrifft, so betätigt der Chirurg den Betätigungsgriff 88a und das Gleitstück 96a. Im einzelnen bewegt er hierzu den Betätigungsgriff 88a relativ zum Gleitstück 96a vor und zurück, wobei das Gleitstück 96a auf dem Körper der Betätigungseinheit 89a gleiten kann. Infolge eines Kraftübertragungselements öffnet bzw. schließt sich ein Greifabschnitt 97 der Greifzange 82, der als Behandlungsabschnitt dient, um einen Gegenstand zu ergreifen. Ergreift der Greifabschnitt 97 den Gegenstand, so ermittelt das Greifkraft-Erfassungselement 83 die Greifkraft. Daraufhin wird die Greifgefühl-Nachbildungseinheit 88 über die Verstärkungsschaltung 85 angetrieben. Dadurch wird die Greifkraft verstärkt und am Betätigungsgriff 88a nachgebildet. Der Chirurg kann das Ausmaß der Greifkraft fühlbar erkennen.

Die Verstärkungsschaltung 85 verstärkt ein schwaches Signal so, daß der Chirurg, der den Betätigungsgriff 88a bedient, die Signalinformation fühlt. Wenn z. B. der Chirurg einen als Behandlungsabschnitt dienenden Greifabschnitt 97 öffnet bzw. schließt, um einen Gegenstand zu ergreifen, so wird dem Chirurgen eine zurückstoßende Reaktionskraft vermittelt. Somit kann der Chirurg überprüfen, ob er mit dem Ergreifen eines Polypen oder eines anderen Gegenstandes Erfolg hat. Das Zugspannungs-Erfassungselement 91 zum Erfassen einer Zugspannung ist nahe dem vorderen Ende der Greifzange 82 ausgebildet. Dieses Zugspannungs-Erfassungselement 91 erfaßt eine Zugspannung, die auftritt, falls ein Gegenstand ergriffen und gezogen wird, und steuert dann die Zugspannungs-Nachbildungseinheit 96 über die Verstärkungsschaltung 93 an. Schließlich bewegt sich das Gleitstück 96a vor und zurück.

Ruft z. B. ein Ziehvorgang ein Gefühl eines Widerstands hervor, so tritt eine Reaktionskraft auf, die das Gleitstück 96a zum Gegenstand zurückbewegt. Somit nimmt der Chirurg fühlbar den Zugspannungszustand wahr, der auftritt, falls der Chirurg einen Gegenstand wegzieht. Die Verstärkungsschaltung 93 verstärkt das Ausgangssignal der Zugspannungs-Erfassungsschaltung 92, so daß der Chirurg die Signalinformation spürbar identifizieren kann.

Fig. 4 zeigt den speziellen Aufbau der Greifzange 82, die die mit Bezug auf Fig. 2 angedeuteten Möglichkeiten aufzeigt. Diese Greifzange 82 besteht aus einem länglichen Einführrohr 82a, einem am distalen Ende des Einführrohrs 82a ausgebildeten Greifabschnitt 97 und einer Betätigungseinrichtung 89, die am proximalen Ende des Einführabschnitts 82a ausgebildet ist.

Der Greifabschnitt 97 umfaßt zwei Klemmbacken 97a, zwei Träger 97b, dessen distale Teile auf die proximalen Teile der Klemmbacken 97a unter Zwischenlage der Greifkraft-Erfassungselemente 83 geklemmt sind, einen Drehzapfen 97c zum Lagern der proximalen Teile der beiden Träger 97b, so daß die Träger 97b sich frei drehen können, und zwei Gelenkstücke 97d, die mit den

proximalen Enden der Träger 97b, die sich über den Drehzapfen 97c hinauserstrecken, unter Verwendung von Drehzapfen verbunden sind. Die proximalen Enden der beiden Gelenkstücke 97d sind über einen Drehzapfen mit einem flexiblen Schaft 97e verbunden, der eine Betätigungskraft-Übertragungseinrichtung darstellt. Wird dieser Schaft 97e in Längsrichtung bewegt, so werden die Klemmbacken 97a geöffnet bzw. geschlossen, wie dies durch den Pfeil B angedeutet wird.

Die proximalen Teile der Träger 97b sind in einem Schlitz angeordnet, der auf einem halbkreisförmigen Teil eines distalen Elements 97f ausgebildet ist. Werden die Träger 97b um den Drehzapfen 97c verschwenkt, so öffnen bzw. schließen sich die Klemmbacken 97a. Die Greifkraft-Erfassungselemente 83, die zwischen die Klemmbacken 97a und die Träger 97b eingesetzt und mit Drucksensoren ausgestattet sind, werden mittels Klebstoff jeweils auf beiden Seiten mit dem benachbarten Teil verbunden, so daß der auf die Klemmbacken 97a einwirkende Druck erfaßt werden kann.

Das proximale Teil des distalen Elements 97f ist z. B. mit einem ringförmigen Zugspannungs-Erfassungselement 91 zum Erfassen der auf den Greifabschnitt 97 einwirkenden Zugspannung ausgestattet.

Der flexible Schaft 97e verläuft durch ein hohles Element, das das Einführrohr ausbildet, während der proximale Teil des Schafts 97e in einem Umsetzungsgehäuse 90 aufgenommen ist, das einen Mechanismus zum Umsetzen der Betätigungskraft aufnimmt und am vorderen Ende der Betätigungseinheit 89 ausgebildet ist. Die Rückseite des Umsetzungsgehäuses 90 steht über ein Führungsloch 96b mit dem Gleitstück in Verbindung. Durch dieses Führungsrohr 96b ist ein Betätigungsgriff freigleitend hindurchgeführt.

Am proximalen, im Umsetzungsgehäuse 90 aufgenommenen Ende des flexiblen Schafts 97e ist eine Zahnstange 90a ausgebildet. Diese Zahnstange 90a steht mit einem ersten kleinen Zahnrad bzw. Ritzel 90b in Eingriff. Das erste kleine Ritzel 90b ist mit einem zweiten größeren Ritzel 90c auf einer Achse 90d als Zentrum gekoppelt. Die Enden der Achse 90d sind am Umsetzungsgehäuse 90 frei drehbar gelagert. Das zweite größere Ritzel 90c steht mit einer Zahnstange 88c in Eingriff, die am distalen Teil einer L-förmigen Betätigungsstange 88b ausgebildet ist. Diese Betätigungsstange 88b ist mit dem Betätigungsgriff 88a gekoppelt. An der Rückseite des Betätigungsgriffes 88a ist ein Fingerloch 88d ausgebildet. Wird somit der Betätigungsgriff 88a vor- bzw. zurückbewegt, so wird die Bewegung über die Zahnstange 88c, das zweite Ritzel 90c, das erste Ritzel 90b und die Zahnstange 90a auf den flexiblen Schaft 97e übertragen, was schließlich ein Öffnen bzw. Schließen der beiden Klemmbacken 97a bewirkt.

Das erste und zweite Ritzel 90b und 90c werden zur Verstärkung des Öffnungs- bzw. Schließbetrages der Klemmbacken 97a und zum Umsetzen des verstärkten Betrages in einen Bewegungsbetrag des Betätigungsgriffes 88a verwendet. D. h., wie aus Fig. 6a ersichtlich, der Bewegungsbetrag des Betätigungsgriffes 88a ist größer als der Öffnungs- bzw. Schließbetrag der Klemmbacken 97a. Demzufolge kann der Chirurg einen wesentlich größeren Bewegungsbetrag vorsehen, als wenn er ein kleines Gewebestück direkt ergreifen würde. Somit können kleine Gewebestücke mühelos ergriffen werden.

Das Umsetzungsgehäuse 90 beinhaltet ferner einen Greifgefühl-Nachbildungsmechanismus. D. h. ein Ritzel bzw. Zahnrad 87a, das an der Drehwelle eines im Um-

setzungsgehäuse 90 vorgesehenen Motor 87 befestigt ist, steht mit der Zahnstange 88c in Eingriff, die mit dem Betätigungsgriff 88a gekoppelt ist. Erfassen die Greifkraft-Erfassungselemente 83 einen Druck, so wird der Motor 87 proportional zu diesem Druck angetrieben. Der Motor 87 erzeugt dabei eine Drehkraft zum Drehen des Ritzels 87a in Gegenrichtung, wie dies durch den Pfeil C verdeutlicht ist. Die Drehkraft dient dabei als Kraft zum Zurückziehen des Betätigungsgriffes 88a, wie dies durch den Pfeil D angedeutet wird, wodurch die Weiterbewegung des Betätigungsgriffes 88a und somit der Schließvorgang der Klemmbacken 97a gehemmt wird.

Somit arbeitet ein Betätigungskraft-Steuermechanismus, um eine negative Rückkopplung zur Verringerung der Greifkraft vorzusehen. Dieser Steuermechanismus realisiert die z. B. in Fig. 6(b) wiedergegebene Beziehung zwischen der von den Klemmbacken 97a ausgeübten Greifkraft und der Betätigungskraft zum Bewegen des Betätigungsgriffes 88a der Betätigungseinheit 89. Kurz gesagt, der Greifkraft zum Ergreifen eines Gewebes mit den Klemmbacken 97b ist eine verstärkte Betätigungskraft zugeordnet. Somit kann selbst eine sehr geringe Greifkraft wahrgenommen werden.

Nimmt man an, daß der Chirurg den Betätigungsgriff 88a zum Schließen der Klemmbacken 97a und somit zum Ergreifen eines Gewebes vorwärts schiebt, so wirkt eine Rückbewegungskraft auf den Betätigungsgriff 88a entsprechend der Greifkraft ein. Der Chirurg fühlt die rückwärts gerichtete Kraft und nimmt fühlbar die Tatsache des Ergreifens und die Größe der Greifkraft wahr. Wird der Motor 87 nicht angetrieben (falls die Greifkraft-Erfassungselemente keinen Druck feststellen), so ist das Ritzel 87a ohne Belastung und kann sich frei drehen.

In dem mit dem Umsetzungsgehäuse 90 verbundenen Gleitstück 96 sind Fingerlöcher 96c und 96d ausgebildet. In dem Gehäuse der Betätigungseinheit 89, in das das Umsetzungsgehäuse 90 eingepaßt ist, ist ein Raum zur Aufnahme eines Motors 95 z. B. an der Oberseite des Umsetzungs- bzw. Getriebegehäuses ausgebildet. In diesem Raum ist ein Zugspannungs-Nachbildungsmechanismus vorgesehen. D. h. ein Ritzel 95a, das auf der Drehwelle des Motors 95 befestigt ist, steht mit einer Zahnstange 90e in Eingriff, die an der Außenfläche des Umsetzungsgehäuses 90 ausgebildet ist. Erfäßt das Zugspannungs-Erfassungselement 91 eine Zugspannung, so wird der Motor 95 mit einer Kraft angetrieben, die proportional der Zugspannung ist. Somit tritt eine Drehkraft auf, die das Ritzel 95a im Uhrzeigersinn dreht, wie dies anhand des Pfeils E verdeutlicht ist. Diese Drehkraft wird als Kraft zum Vorschieben des mit dem Umsetzungsgehäuse 90 gekoppelten Gleitstücks 96a verwendet.

Im einzelnen verwendet der Chirurg die Klemmbacken 97a, um ein Gewebe zu ergreifen und zieht dann den Greifabschnitt 97 zurück (d. h. er zieht das Gleitstück 96a und den Betätigungsgriff 88a zurück). Dabei erfäßt das Zugspannungs-Erfassungselement 91 die auftretende Zugspannung. Somit dient der Zugspannungs-Steuermechanismus zum Erzeugen einer negativen Rückkopplung, die als Kraft zum Vorschieben des Gleitstücks 96a auftritt. Dies ermöglicht es dem Chirurgen fühlbar die Tatsache wahrzunehmen, daß eine Zugspannung auftritt und die Größe der Zugspannung zu erkennen.

Wird der Motor 95 nicht angetrieben, so steht das Ritzel 95a unter fast keiner Belastung und kann sich frei

drehen.

Der Boden des Gehäuses 89a der Betätigungseinheit erstreckt sich nach hinten und bildet einen Betätigungsgriff 89c aus, den der Chirurg ergreift.

Die Greifkraft-Erfassungselemente 83, das Zugspannungs-Erfassungselement 91 und die Motoren 87 und 95 sind über Leitungen mit einer Steuerschaltung 89d verbunden, die in einer Kammer des Gehäuses 89a der Betätigungseinheit untergebracht ist. Diese Steuerschaltung 89d besteht aus den Verstärkungsschaltungen 85 und 93 und den Motorsteuerschaltungen 86 und 94. Eine Batterie 89e zum Speisen der Steuerschaltung 89d ist gleichfalls in das Gehäuse 89a der Betätigungseinheit eingesetzt. Die Leitungen im Umsetzungsgehäuse 90 stehen mit in Längsrichtung verlaufenden Gleitkontakten 90f (vergleiche Fig. 5) und die Leitungen im Gehäuse 89a der Betätigungseinheit mit Kontakten 89f in Verbindung, die den Gleitkontakten 89f gegenüberliegen.

Wie aus Fig. 5 ersichtlich, ist das Umsetzungsgehäuse 90 mit einem Vorsprung 90g versehen, während im Gehäuse 89a der Betätigungseinheit eine vertikal verlaufende, geradlinige Nut 89g ausgebildet ist. Der Vorsprung 90g bewegt sich somit innerhalb der geradlinigen Nut 89g, d. h. in Längsrichtung des Einführrohres 82a.

Bei dem vorstehend erwähnten ersten Ausführungsbeispiel ergreift der Chirurg die Betätigungseinheit 89 und zieht den Betätigungsgriff 88a in bezug auf das Gleitstück 96a zurück, wodurch die Klemmbacken 97a geöffnet werden. Anschließend wird die Greifzange 82 auf das zu ergreifende Gewebe zubewegt. Der Chirurg schiebt den Betätigungsgriff 88a relativ zum Gleitstück 96a nach vorn, wodurch die Klemmbacken 97a geschlossen werden und das Gewebe ergriffen wird. Die Greifkraft wird mit Hilfe der Greifkraft-Erfassungselemente 83 erfaßt und dann als Bewegung des Betätigungsgriffes 88a nachgebildet. Tritt eine Zugspannung auf, so wird diese vom Zugspannungs-Erfassungselement 91 erfaßt und anschließend als Bewegung des Gleitstücks 96a nachgebildet. Diese Bewegungen weisen im Vergleich zur Betätigungsrichtung eine umgekehrte Richtung auf. Aufgrund dieser Gegenkräfte kann der Chirurg die auf das Gewebe einwirkende Kraft fühlbar wahrnehmen.

Wird bei diesem Ausführungsbeispiel eine Greifzange 82 betätigt, so kann der Chirurg eine feinfühligke Kraftänderung, die beim Ergreifen des Gewebes auftritt, wahrnehmen. Beim Stand der Technik ist dies nicht möglich. Wird ein Behandlungsabschnitt am distalen Teil der Betätigungseinheit 89 durch Bedienung der Betätigungseinheit betätigt, so wird die Betätigung des Behandlungsabschnitts zur Betätigungseinheit 89 zurückgekoppelt, wobei die Betätigungskraft verstärkt wird. Dies ermöglicht eine feinfühligke Behandlung.

In den Fig. 3 und 4 wird die Erläuterung der Erfindung anhand einer Greifzange 82 vorgenommen. Eine in Fig. 7 dargestellte Biopsie-Zange 98 kann jedoch die gleichen Merkmale aufweisen. Bei dieser Biopsie-Zange 98 ist am vorderen Ende des Einführrohres 82a als Behandlungsabschnitt ein Resektionsabschnitt 99 zur Verwendung bei einer Resektion ausgebildet. Bei diesem Resektionsabschnitt 99 sind als distale Teile von zwei Trägern 99b zwei halbkugelförmige Schalen 99c ausgebildet, wobei die Träger 99b von einem Drehzapfen 99a frei drehbar abgestützt werden. Scharfe Resektionsmesser 99e sind längs des Umfangs der Öffnung der Schalen 99c unter Zwischenlage von ringförmigen Greifkraft-Erfassungselementen 99d ausgebildet. Die proximalen

Teile der Träger 99b sind unter Verwendung von Drehzapfen mit Gelenkstücken 99f gekoppelt, wobei die freien Enden der Gelenkstücke 99f unter Verwendung eines Drehzapfens mit einem flexiblen Schaft verbunden sind. Die übrigen Bauteile entsprechen denen in Fig. 4. Die Biopsie-Zange 98 vereinfacht die Biopsie von winzigen Gewebeteilen.

Fig. 8 zeigt eine Endoskopvorrichtung 11 als Beispiel einer medizinischen Vorrichtung, bei der eine Biopsie-Zange 98 in einen Kanal 13 den elektronischen Endoskops 12 eingesetzt ist, um Gewebe 14a in einem unter Beobachtung stehenden Bereich eines Lebewesens zu sammeln. Die Endoskopvorrichtung 11 umfaßt das elektronische Endoskop 12, in das eine Abbildungseinrichtung eingebaut ist, eine Lichtquelle 15a zum Zuführen von Beleuchtungslicht zum elektronischen Endoskop 12, einen Videoprozessor 15 mit eingebauter Signalverarbeitungseinheit 15b zur Verarbeitung der von einem die Abbildungseinrichtung ausbildenden CCD-Element erhaltenen Signale und einen Monitor 17 zur Wiedergabe von Standardvideosignalen, die die Signalverarbeitungseinheit 15b erzeugt.

Das elektronische Endoskop 12 umfaßt ein längliches Einführrohr 21, eine einen großen Durchmesser aufweisende Betätigungseinheit 22, die am proximalen Ende des Einführrohrs 21 ausgebildet ist, sowie ein Universalanschlußkabel 23, das von der Seite der Betätigungseinheit 22 nach außen wegragt. Am vorderen Ende des Universalanschlußkabels 23 ist ein Verbinder 24 ausgebildet, der mit dem Videoprozessor 15 gekoppelt werden kann.

Ist der Verbinder 24 in den Videoprozessor 15 eingesteckt, so wird Beleuchtungslicht von einer in der Lichtquelle 15a enthaltenen Lampe 25 mittels einer Linse 26 konvergiert und auf die Stirnfläche eines Lichtleiters 27 abgestrahlt. Der Lichtleiter 27 überträgt das Beleuchtungslicht und strahlt es von der anderen Stirnfläche am distalen Ende des Einführrohrs 21 nach vorn ab. Der zu beobachtende Bereich bzw. ein Gegenstand wird von dem abgestrahlten Beleuchtungslicht beleuchtet, woraufhin ein optisches Bild von einem Objektiv 28 auf die eine photoelektrische Umwandlung vornehmenden Fläche des CCD-Elements 16 ausgebildet wird, das in der Brennebene des Objektivs 28 angeordnet ist.

Das optische Bild wird mit Hilfe des CCD-Elements (ladungsgekoppeltes Element) 16 photoelektrisch umgewandelt und dann vom CCD-Element 16 mittels eines von einer Treiberschaltung 29 stammenden Treibersignals ausgelesen. Dieses Bildsignal wird der Bildsignalverarbeitungsschaltung 30 zugeführt, die ein Standardvideosignal erzeugt. Anschließend wird das Videosignal einem Monitor 17 zur Wiedergabe des Bildes des beobachteten Bereichs 14 zugeführt.

Ein Chirurg beobachtet das auf dem Monitor 17 wiedergegebene Bild und beurteilt auf endoskopischem Wege den Zustand des betrachteten Bereichs 14. Ist die endoskopische Beurteilung unbefriedigend, so kann in den Kanal des Einführteils 21 eine Biopsie-Zange 98 eingeführt werden. Durch Bedienen der Zangenbetätigungseinheit kann der Chirurg einen Resektionsabschnitt 99 öffnen, um unter Beobachtung durch das elektronische Endoskop 12 Gewebestücke zu sammeln (in diesem Fall beobachtet der Chirurg das Bild des Resektionsabschnitts 99, das zusammen mit dem Bild des beobachteten Bereichs 14 auf dem Monitor 17 dargestellt wird). Mit Hilfe der Biopsie-Zange 98 kann selbst ein winziges Gewebestück mühelos entnommen werden. Dies verhindert die Entnahme von Gewebestücken, die

nicht erforderlich sind. Demzufolge wird der Patient keinem unnötigen Trauma unterzogen, so daß dieser sich schnell erholt.

Außerdem erlaubt dieses Ausführungsbeispiel eine feinfühligkeitsbiopsie.

Fig. 9 zeigt eine Variante einer Greifzange. Bei dieser Greifzange 82' ist eine Achse 90d, auf der ein Ritzel 90b befestigt ist, das mit der Zahnstange 90a in Fig. 4 in Eingriff steht, mit einer Drehachse eines Motors 31a gekoppelt. Der Bewegungsbetrag des flexiblen Schafts 97e oder der Öffnungs- bzw. Schließbetrag der Klemmbacken 97a wird entsprechend der Drehzahl des Motors 31a gesteuert.

Auf einer Achse 31c, auf dem ein Ritzel 31b befestigt ist, das mit der Zahnstange 88c in Fig. 4 in Eingriff steht, ist ein Drehcodierer 31d vorgesehen, der den Betätigungsbetrag bzw. die Betätigungsrate des Betätigungsgriffes 88a erfaßt. Der Motor 31a wird in einem Ausmaß angetrieben, das proportional dem erfaßten Betätigungsbetrag ist. Bei dieser Variante ist kein Zugspannungs-Erfassungselement 91 installiert und kein Zugspannungs-Nachbildungsmechanismus ausgebildet. Auf diese Weise erübrigt sich ein Mechanismus zum Verschieben eines Gleitstücks 96a im Gehäuse 89a der Betätigungseinheit. Das Gleitstück 96a ist mit dem Gehäuse 89a der Betätigungseinheit verbunden. Die Leitungen sind ohne Verwendung von Kontakten 90f und 89f mit der Steuerschaltung 89d verbunden.

Fig. 10 zeigt den Aufbau einer Steuereinrichtung für die Greifzange 82'. Eine Betätigungseinheit 89 steht über eine Umsetzungseinheit 90 mit einem Greifabschnitt 97 in Verbindung, der als Behandlungsabschnitt dient. Der Greifabschnitt 97 ergreift eine zu behandelnde krankhafte Veränderung 33.

Die Umsetzungseinheit 90 umfaßt den Drehcodierer 31d zum Erfassen des Betätigungsbetrags des Betätigungsgriffes 88a, eine Reduzierungsschaltung 32a zum Verringern des vom Drehcodierer 31d erfaßten Betätigungsbetrags und einen Motor 31a, der vom Ausgangssignal der Reduzierungsschaltung 32c angesteuert wird.

Die Reduzierungsschaltung 32a ist mit einem Regelwiderstand 32b ausgestattet, der als Reduktionsfaktor-Änderungseinrichtung dient. Ändert sich der Wert des Regelwiderstandes 32b, so schwankt der Pegel des dem Motor 31a zugeführten Treibersignals. Die Pegelschwankung bzw. -änderung ändert den Reduktionsfaktor, mit dem der Öffnungs- bzw. Schließbetrag der Klemmbacken 97a in Übereinstimmung mit dem Betätigungsbetrag des Betätigungsgriffes 88a verringert wird. Wie in Fig. 10 dargestellt, wird die in der Betätigungseinheit 89 installierte Greifgefühl-Nachbildungseinheit 88 entsprechend dem Ausgangssignal der Greifkraft-Erfassungselemente 83 angetrieben. Eine Greifkraft, die einwirkt, falls der Greifabschnitt 97 ein Gewebe ergreift, wird mit Hilfe der Greifkraft-Erfassungselemente 83 ermittelt. Entsprechend der ermittelten Greifkraft wird der Betätigungsgriff 88a in Gegenrichtung zur Betätigung für den Greifvorgang angetrieben. Dieser Antrieb ermöglicht es, daß der Chirurg den Betätigungsgriff 88a unter fühlbarer Wahrnehmung des Greifvorganges bedienen kann. Der Chirurg kann selbst einen geringfügigen Kontakt oder einen schwer erfaßbaren Greifvorgang wahrnehmen.

Die Bezugszeichen 83 und 88 in Fig. 10 verdeutlichen die gleichen Bauelemente, wie jene in Fig. 2, so daß deren Beschreibung entbehrlich ist. In Fig. 10 ist ein Mechanismus, der der Umsetzungseinheit 32 entspricht,

mechanisch ausgebildet, jedoch in dieser Figur nicht dargestellt.

Wenn ein Greifabschnitt 97 eine zu behandelnde krankhafte Veränderung 33 ergreift, so sind die Wirkungen und die Vorteile dieser Variante identisch mit jenen des vorigen Ausführungsbeispiels. Wird bei dieser Variante der Regelwiderstand 32b entsprechend eingestellt, so kann der Öffnungs- bzw. Schließbetrag der Klemmbacken 97a leicht in Verbindung mit dem Betätigungsbetrag des Betätigungsgriffes 88a einjustiert werden. Demzufolge kann die gleiche Steuereinrichtung für Greifzangen unterschiedlicher Größe verwendet werden. Außerdem kann der Chirurg einen passenden Reduktionsfaktor auswählen.

In den Fig. 9 und 10 wurde für die Beschreibung des Ausführungsbeispiels eine Greifzange verwendet. Jedoch kann dieses Ausführungsbeispiel auch bei Biopsiezangen oder anderen Behandlungsadaptern Anwendung finden.

Die Fig. 11 zeigt eine medizinische Vorrichtung 41 des zweiten Ausführungsbeispiels. Diese Vorrichtung 41 dient z. B. der Resektion eines Gewebes einer krankhaften Veränderung in einem abdominalen Körperhohlraum (Bauchhöhle) unter endoskopischer Betrachtung.

Öffnungen zum Einführen der Geräte sind in der Bauchhöhle eines in einem Bett 43 liegenden Patienten 42 mit Hilfe eines nicht gezeigten Trokars ausgebildet. In die erste Öffnung ist eine Scheide 44 eingeführt und in diese Scheide 44 wiederum ein starres Endoskop (Bauchhöhlenendoskop) 45. Dieses Bauchhöhlenendoskop 45 ist mit einer Fernsehkamera 46 ausgestattet. Ein Bildsignal von der Abbildungseinrichtung der Fernsehkamera 46 wird durch eine Signalverarbeitungsschaltung verarbeitet, die in einem Steuerabschnitt 47 enthalten ist. Anschließend wird das bearbeitete Bildsignal als dreidimensionales Bild auf einem Fernsehmonitor 48 wiedergegeben. Das Bauchhöhlenendoskop 45 steht über ein Lichtleiterkabel 49 mit einer Lichtquelle 50 in Verbindung. Diese Lichtquelle 50 führt dem Lichtleiter im Kabel 49 Beleuchtungslicht zu.

In eine zweite Öffnung ist eine weitere Scheide 51 eingesetzt, in die wiederum eine Greifzange 52, die als Behandlungsadapter dient, eingeführt. Eine Betätigungseinheit 52a, die an der Rückseite der Greifzange 52 angeordnet ist, wird bedient, um einen Greifabschnitt 52c, der am distalen Ende ausgebildet ist, über eine Umsetzungseinheit 52b zu betätigen. In der Umsetzungseinheit 52b ist z. B. ein Stellorgan mit einem Motor oder eine Legierung mit Gedächtniseffekt enthalten, die jedoch in der Zeichnung nicht dargestellt sind. Der Greifabschnitt 52c öffnet oder schließt oder bewegt sich dreidimensional im Raum entsprechend der Bedienung der Betätigungseinheit 52a.

Der Betätigungsbetrag der Betätigungseinheit 52a wird mit Hilfe der Umsetzungseinheit 52b verringert und dann zum Greifabschnitt 52c übertragen. Falls der Greifabschnitt 52c größer als die Betätigungseinheit 52a ist, so wird der Betätigungsbetrag der Betätigungseinheit 52a mit Hilfe der Umsetzungseinheit 52b verstärkt und anschließend zum Greifabschnitt 52c übertragen. In Fig. 12a wird ein Kontaktzustand, d. h. wenn ein Greifabschnitt 52c ein Gewebe einer krankhaften Veränderung ergriffen hat, mit Hilfe eines Tastsensors 52f erfaßt, der entweder in einer feststehenden Greifbacke 52d oder in einer schwenkbaren Greifbacke 52e installiert ist, die sich gegenüber der feststehenden Greifbacke 52d öffnet bzw. schließt. Diese beiden Greifbacken 52d und 52e bilden den Greifabschnitt 52c aus. Die vom

Tastsensor 52f erfaßte Kontaktkraft wird über ein von der Umsetzungseinheit 52b wegragendes Kabel zu dem Steuerabschnitt 47 übertragen und dann mit Hilfe einer in dem Steuerabschnitt 47 vorgesehenen Signalverarbeitungsschaltung verarbeitet. Die Signalverarbeitungsschaltung koppelt die Kontaktkraft als Gegenkraft zurück, so daß die Kontaktkraft als Antriebskraft zum Betätigen eines nicht gezeigten Stellorgans, das in der Umsetzungseinheit 52b installiert ist, oder einer Betätigungseinheit 52a in Gegenrichtung zur Betätigung des Greifabschnitts wirkt. Ein die Betätigungseinheit 52a bedienender Chirurg nimmt das Ausmaß der rückgekoppelten Antriebskraft wahr, um die Größe der auf den Greifabschnitt 52 und das Gewebe einwirkenden Kontaktkraft zu spüren, falls der Greifabschnitt 52c in Berührung mit dem Gewebe kommt.

Der Chirurg kann dreidimensionale Bilder über den Fernsehmonitor 48 wahrnehmen, um visuell den Zustand des zu behandelnden Bereichs und die Lagebeziehung zwischen dem zu behandelnden Bereich und dem Greifabschnitt 52c zu erkennen. Somit kann der Chirurg die Operation unter visueller Bestätigung durchführen.

In eine dritte Öffnung ist eine weitere Scheide 53 eingesetzt, in die wiederum eine Resektionszange 54 eingeführt ist. Diese Resektionszange 54 weist eine Betätigungseinheit 54a, eine Umsetzungseinheit 54b und einen Resektionsabschnitt 54c auf. Ein Kontaktzustand, d. h. wenn der in Fig. 12b gezeigte Resektionsabschnitt 54c ein Gewebe einer krankhaften Veränderung reseziert, wird mit Hilfe eines Tastsensors 54f erfaßt, der z. B. in einer stationären Resektionsbacke 54d des Resektionsabschnitts 54c installiert ist. Eine schwenkbare Resektionsbacke 54e kann sich um einen Drehzapfen 54g zum Öffnen bzw. Schließen gegenüber der stationären Resektionsbacke 54d drehen. Wird ein Draht 54h vorgeschoben oder zurückgezogen, so öffnet bzw. schließt sich die schwenkbare Resektionsbacke 54e. Der Tastsensor 54f steht mit einer Signalleitung 54i in Verbindung. Die vom Tastsensor 54f erfaßte Kontaktkraft wird über ein von der Umsetzungseinheit 54b wegragendes Kabel zum Steuerabschnitt 47 übertragen. Das Ausgangssignal des Tastsensors 54f wird dann mit Hilfe einer in dem Steuerabschnitt vorgesehenen Signalverarbeitungsschaltung verarbeitet. Infolge dieser Signalverarbeitung kann ein Stellorgan, das in der Zeichnung nicht dargestellt ist, eine Antriebskraft zum Antreiben einer Betätigungseinheit 54b vorsehen, die in Gegenrichtung zur Betätigungskraft für den Resektionsabschnitt wirkt. Die Betätigungseinheit 54a und die Umsetzungseinheit 54b haben den gleichen Aufbau wie jene für die Greifzange 52.

Der Betätigungsvorgang für die Resektionszange 54 entspricht dem, der für die Greifzange 52 beschrieben wurde.

Bei der vorstehenden Beschreibung wird ein Kontaktzustand zwischen einem als Behandlungsabschnitt dienenden Greifabschnitt 52c und einem Gewebe mit Hilfe eines Tastsensors 52f oder 54f erfaßt. Ferner kann eine Einrichtung zum Überwachen einer Schwankung des Stromes oder der Spannung, der bzw. die von einer Strom- bzw. Spannungsquelle an ein Stellorgan zum Antrieb des Behandlungsabschnitts geliefert wird, vorgesehen werden. Das Ausgangssignal dieser Einrichtung kann negativ rückgekoppelt werden, so daß dieses Ausgangssignal negativ auf die Kraft zum Bedienen der Betätigungseinheit 52a oder 54a einwirkt. Bei der negativen Rückkopplung hat eine größere Kontaktkraft, mit der der Behandlungsabschnitt das Gewebe berührt, eine

größere Betätigungskraft zur Folge, die erforderlich ist, um eine größere Kontaktkraft vorzusehen. Der Chirurg fühlt eine Änderung der Betätigungskraft mit seiner Hand und erkennt, wie der Behandlungsabschnitt auf das Gewebe einwirkt.

Fig. 13 zeigt eine therapeutische Vorrichtung 101 des dritten Ausführungsbeispiels. Diese Vorrichtung vermittelt dem Chirurgen ein Gefühl, das andeutet, daß eine Nadelspitze 103 einer Injektionsnadel 102 ein Gewebe punktiert hat. Wie aus Fig. 14 ersichtlich, ist zwischen dem proximalen Ende der Nadelspitze 103 der Injektionsnadel 102 und dem distalen Ende einer Spritze 104 ein Drucksensor 105 eingesetzt. Eine Erfassungsschaltung 6 empfängt zum Ermitteln des Drucks das Ausgangssignal des Drucksensors 105. Anschließend verstärkt eine Verstärkungsschaltung 107 das schwache Signal. Das verstärkte Signal wird einer Treiberschaltung 108 zugeführt, die ein piezoelektrisches Element 109 ansteuert, das als Einrichtung zum Nachbilden eines Gefühls dient, und die schließlich das piezoelektrische Element 109 streckt bzw. dehnt.

Der Drucksensor 105 erfaßt die mit der Nadelspitze 103 ausgeführte Punktion und liefert ein entsprechendes Ausgangssignal an die Erfassungsschaltung. Anschließend wird das auf der Rückseite des Kolbens 110 der Spritze 102 installierte piezoelektrische Element 109 so angesteuert, daß sich dieses dehnt. Diese Dehnung (die auf den Finger, der auf der Rückseite des Kolbens 110 aufliegt, eine Rückstoßkraft ausübt) setzt den Chirurgen von der Punktion in Kenntnis. Bei diesem Ausführungsbeispiel sind Schaltungen 111, die die Erfassungsschaltung 106 einschließen, z. B. an der Rückseite der Spritze 102 installiert. Ein Kontakt 112 koppelt für die Signalübertragung die Schaltungen 111 elektrisch mit dem piezoelektrischen Element 109.

Bei diesem dritten Ausführungsbeispiel kann eine Punktion, die mit einer Injektionsnadel mit sehr geringem Durchmesser vorgenommen wird, leicht wahrgenommen werden.

Wie aus Fig. 15 ersichtlich, kann in der Mitte der Nadelspitze 113 ein Drucksensor 114 eingebaut sein, um die mit der Nadelspitze ausgeführte Punktion oder das Eindringen der Nadelspitze in ein Gewebe 115 feststellen zu können. Ansonsten treten die gleichen Wirkungen wie beim dritten Ausführungsbeispiel auf.

Fig. 16 zeigt eine Variante der in Fig. 13 gezeigten Steuereinrichtung 101. Diese Variante schließt zusätzlich eine Begrenzungseinrichtung zum Begrenzen der für die Betätigungseinheit vorgesehenen Betätigungskraft ein; d. h. das Ausgangssignal der in Fig. 13 gezeigten Verstärkungsschaltung wird mittels eines Vergleichers 116 mit einem Bezugswert  $V_r$  verglichen. Überschreitet das Ausgangssignal der Verstärkungsschaltung 107 den Bezugswert  $V_r$ , so versorgt der Vergleich 116 eine zweite Treiberschaltung 108a mit einem Bestimmungssignal, das anzeigt, daß das Ausgangssignal der Verstärkungsschaltung 107 dem Bezugswert  $V_r$  überschreitet. In Erwiderung auf dieses Bestimmungssignal gibt die zweite Treiberschaltung 108a ein Steuersignal an ein zweites piezoelektrisches Element 109a ab.

Das zweite piezoelektrische Element 109a ist, wie aus Fig. 17a ersichtlich, am proximalen Teil der Nadelspitze 103 angeordnet. Bei einem Steuersignal von der zweiten Treiberschaltung 108a zieht sich das zweite piezoelektrische Element 109a z. B. um eine Strecke  $d$  in Längsrichtung der Nadelspitze 103 zusammen. Infolge dieses Zusammenziehvorganges weicht das vordere Ende der

Nadelspitze zurück. Die übrigen Bauelemente entsprechen jenen in Fig. 13 und 14.

Die Verwendung einer Spritze 101' bringt folgende Vorteile. Nimmt man an, daß, wie in Fig. 17a verdeutlicht, ein erstes Gewebe 115a und ein zweites härteres Gewebe 115b in einem tiefen Bereich eines Gewebes 115 übereinanderliegen, und soll eine therapeutische Flüssigkeit dem ersten Gewebe 115a verabreicht werden, so erzeugt der Drucksensor 105 ein größeres Ausgangssignal, falls die Nadelspitze beim Durchdringen des Gewebes 115a das zweite Gewebe 115b erreicht. Dieses Ausgangssignal wird dann vom Vergleich 116 mit einem Bezugswert  $V_r$  verglichen, woraufhin ein Bestimmungssignal ausgegeben wird. Infolge dieses Bestimmungssignals wird von der zweiten Treiberschaltung 108a ein Steuersignal an das zweite piezoelektrische Element 109a angelegt. Demzufolge wird das vordere Ende der Nadelspitze 103 zurückgezogen, wie dies in Fig. 17b verdeutlicht ist. Auf diese Weise kann eine Punktion des zweiten Gewebes 115b oder eine Injektion einer therapeutischen Flüssigkeit in ein falsches Gewebe verhindert werden, was die Sicherheit verbessert bzw. garantiert.

Nachfolgend werden verschiedene Geräte beschrieben, die mit Begrenzungseinrichtungen zur Sicherstellung bzw. Verbesserung der Sicherheit ausgestattet sind.

Fig. 18 zeigt als viertes Ausführungsbeispiel einen Behandlungsabschnitt am distalen Teil einer Lasersonde, die zu einer therapeutischen Vorrichtung gehört.

Wie aus Fig. 18 ersichtlich, ist eine Lasersonde 122 durch eine Schutzhülse 123 hindurchgeführt. Diese Lasersonde 122 steht über ein Kabel, das sich von der Rückseite der Lasersonde 122 wegerstreckt, mit einer Lasereinheit 124 in Verbindung. Ein in der Lasereinheit 124 erzeugter Laserstrahl wird vom distalen Ende der Lasersonde 122 abgestrahlt, um den zusammengewachsenen Bereich zwischen Leber und Gallenblase zu kauterisieren.

An der Innenseite des vorderen Endes der Schutzhülse 123 sind Drucksensoren 125u, 125d, 125l und 125r (125l ist in der Zeichnung verdeckt) installiert, um feststellen zu können, ob die Kontakttrichtung der Spitze der Lasersonde 122 nach oben, nach unten, nach links oder rechts verläuft. Ferner ist ein Dehnungsmeßstreifen 121 installiert, um den Druck feststellen zu können, der wirkt, falls die Lasersonde 122 auf das Gewebe aufgesetzt ist.

Wie aus Fig. 20 ersichtlich, werden die Ausgangssignale des Dehnungsmeßstreifens 121 und der Drucksensoren 125i ( $i = u, d, l$  und  $r$ ) mit Hilfe der Verstärker 126 verstärkt und anschließend mittels Analog/Digitalumsetzer in digitale Signale umgewandelt. Diese digitalen Signale werden einer Signalverarbeitungseinheit 128 zugeführt, die eine Signalverarbeitung zur Steuerung der Bewegung der Fingerspitzenelemente 130a, 130b, 130c, 130d und 130e, die auf den Daumen, den Zeigefinger, den Mittelfinger, den Ringfinger und den kleinen Finger der Hand 129 des Chirurgen aufgesetzt werden, wie dies in Fig. 19 dargestellt ist. Die Signalverarbeitungseinheit 128 erzeugt Steuersignale zum Ansteuern der Fingerspitzenelemente 130a, 130b, 130c, 130d und 130e unter Verwendung von Treibern 131a, 131b, 131c, 131d und 131e.

Die Fingerspitzenelemente 130a bis 130e werden somit auf die Fingerspitzen derjenigen Hand des Chirurgen aufgesetzt, die die Schutzhülse 123 hält, wobei die Bewegungen durch die Treiber 131a bis 131e gesteuert

werden. Jeder der Treiber 131a bis 131e besteht aus einem Zahnrad bzw. Getriebe und einem Motor.

Bei diesem Ausführungsbeispiel wird das Ausgangssignal des Dehnungsmeßstreifens 121 dazu verwendet, um den Druck feststellen zu können, der wirkt, falls die Lasersonde 122 in Kontakt mit dem Gewebe steht. Dieser Druck wird an den Fingerspitzen nachgebildet, die durch Ansteuerung der Fingerspitzenelemente 130a bis 130e bewegt werden sollen. Die Drucksensoren 125i werden zur Steuerung der Bewegung der Fingerspitzenelemente 130a bis 130e benutzt, damit die Gallenblase nicht reseziert wird. Wird bei dem in Fig. 18 gezeigten Zustand die an die Leber angrenzende Gallenblase reseziert, um die Verwachsung zu lösen, kann die Gallenblase platzen, wodurch Gallenflüssigkeit in die Bauchhöhle fließt. Im allgemeinen wird die Leber reseziert. Falls während der Resektion die Spitze der Lasersonde 122 die Gallenblase berührt, stellen die Drucksensoren diese Tatsache fest und beschränken die Bewegungen der Fingerspitzenelemente 130a bis 130e, so daß die Finger so bewegt werden, daß die Lasersonde 122 von der Gallenblase entfernt wird.

Somit kann verhindert werden, daß die Gallenblase unbeabsichtigt einer Kauterisation unterzogen wird.

Die Fingerspitzenelemente 130a bis 130e sind mit Sensoren (nicht dargestellt) zum Erfassen der Bewegungen der Finger ausgestattet. Die Ausgangssignale dieser Sensoren werden mittels einer Signalverarbeitungsschaltung verarbeitet, die in der Zeichnung nicht dargestellt ist. Demzufolge bewegt sich das distale Teil der Lasersonde 122 entsprechend den Bewegungen der Finger.

Fig. 21 zeigt die Resektion einer Prostata unter Verwendung einer diathermischen Sonde 194 einer therapeutischen Vorrichtung gemäß dem vierten Ausführungsbeispiel. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist ein Drucksensor 193 in einem Kanal 192 eines Endoskops 191 angeordnet. Der Drucksensor 193 ist im distalen Teil des Kanals 192 installiert und erfährt z. B. die Festigkeit eines Gewebes einschließlich der Prostata, das in Kontakt mit dem Resektionsabschnitt am vorderen Ende der den Kanal 192 eingesetzten diametrischen Sonde 194 steht. Das erfaßte Signal wird dann zur Steuerung der Bewegung der Fingerspitzenelemente, wie beim vierten Ausführungsbeispiel geschrieben, verwendet.

Wird z. B. eine Prostata reseziert und erreicht ein Resektionsabschnitt die unter der Prostata gelegene Muskelhaut, so erfährt der Drucksensor 193 die Änderung der Steifigkeit zwischen Prostata und Muskelhaut. Daraufhin wird die Bewegung der auf die Finger des Chirurgen aufgesetzten Fingerspitzenelemente so gesteuert, daß die diathermische Sonde 194 von der Muskelhaut entfernt wird. Anstelle der Treiber für die Fingerspitzenelemente können zum Übertragen des Druckes auf die Finger auch Drucksensoren verwendet werden.

Fig. 22 zeigt eine intelligente diathermische Behandlungsvorrichtung 141 gemäß dem fünften Ausführungsbeispiel. Die diathermische Behandlungsvorrichtung 141 umfaßt eine diathermische Schlinge 142 zum Resizieren einer krankhaften Veränderung mit Hochfrequenzstrom, eine Stromquelle 143 zum Liefern eines Hochfrequenzstromes zur diathermischen Schlinge 142 für den Resektionsvorgang, einen Dehnungsmeßstreifen 144, der auf der diathermischen Schlinge 142 zur Erfassung einer Zugkraft montiert ist, eine Signalverarbeitungseinrichtung 145 zur Steuerung des Betriebs der Stromquelle 143 und einen Antriebsmotor 140, der eine

Antriebskraft an ein in einer Betätigungseinheit vorgesehenes Gleitstück 149 vermittelt und die Resektion aufgrund eines Ausgangssignals von der Signalverarbeitungseinheit 145 aktiviert.

Die diathermische Schlinge 142 weist einen Schlingendraht 147 auf, der durch eine hohle rohrförmige Scheide bzw. Hülse 146 verläuft. Das vordere Ende des Schlingendrahts 147 steht mit einer Resektionsschlinge 148 in Verbindung, die als Resektionsabschnitt dient. Das rückseitige Ende des Schlingendrahts 147 steht mit einem Gleitstück 149 zur Aktivierung der Resektion in Verbindung. Die Rückseite der Scheide 146 ist mit einem Handgriff 151 ausgestattet. Der Handgriff 151 und das Gleitstück 149 sind mit Fingerlöchern 151a bzw. 149a versehen. Werden die Finger in diese Fingerlöcher eingesetzt, so kann das Gleitstück 149 auf dem Handgriff 151 vor- bzw. zurückbewegt werden, so daß die Resektionsschlinge 148 aus dem vorderen Ende der Scheide 146 herausbewegt bzw. in die Öffnung der Scheide 146 zurückgezogen werden kann. Wie aus Fig. 23 ersichtlich, ist das Gleitstück 149 mit einem Stecker 152 ausgestattet. Der Schlingendraht 147 steht mit einer Hochfrequenz-Stromversorgung 143 über zwei Kontakte des Steckers 152 in Verbindung, so daß zur Resektionsschlinge 148 ein Hochfrequenzstrom fließen kann.

Nahe dem vorderen Ende des Schlingendrahts 147 oder in der Nähe der Resektionsschlinge 148 ist ein Dehnungsmeßstreifen 144 angebracht. Das Ausgangssignal dieses Dehnungsmeßstreifens 144 wird über eine Signalleitung 153, die durch den Schlingendraht 147 verläuft, bis zum Stecker 152 des Gleitstücks 149 übertragen. Über den Stecker 152 kann das Ausgangssignal des Dehnungsmeßstreifens 144 zur Signalverarbeitungseinheit 145 übertragen werden.

Fig. 24 zeigt den Aufbau der Signalverarbeitungseinheit 145. Das Ausgangssignal des Dehnungsmeßstreifens 144 wird zur Verstärkung einer Dehnungserfassungsschaltung 155 zugeführt. Das verstärkte Ausgangssignal dieser Dehnungserfassungsschaltung 155 wird sowohl einer Treiberschaltung 145a als auch einem Vergleicher 156 angelegt. Die Treiberschaltung 145a verstärkt den Strom zum Antrieb des Motors 140, die das Gleitstück 149 mit einer Bewegungskraft versorgt. Im einzelnen wird der Dehnungsmeßstreifen 144 entsprechend einer Kontaktkraft deformiert, die wirkt, falls eine Resektionsschlinge 148 ein Gewebe berührt, woraufhin ein der Kraft proportionales Signal über die Treiberschaltung 145a zugeführt wird. Demzufolge wird der Motor 140 mit einem Treibersignal angetrieben, das einen der Kontaktkraft proportionalen Stromwert aufweist. Die Drehkraft des Motors 140 wirkt als Bewegungskraft auf das Gleitstück 149 ein, das sich auf dem Handgriff 151 bewegt (bei diesem Ausführungsbeispiel ist der Motor 140 in das Gleitstück 149 eingebaut und übt eine Bewegungskraft zur Seite des Handgriffes 151 aus, an den eine Rolle 150 angepreßt wird). Die Bewegungskraft ist proportional der Kontaktkraft, die der Dehnungsmeßstreifen 144 erfährt, und zieht die Resektionsschlinge 148 zurück. Die Bewegungskraft ermöglicht es dem Chirurgen, den Kontaktzustand spürbar wahrzunehmen.

Ein Ausgangssignal einer Steifheit-Einstellschaltung 157 zum Einstellen eines Pegels, bei dem die Ausführung gesperrt wird, wird mittels des Vergleichers 156 mit dem Ausgangssignal der Dehnungserfassungsschaltung 155 verglichen. Das Ausgangssignal des Vergleichers 156 wird über eine Steuerschaltung 158 einer Hochfre-

quenz-Stromversorgung 143 zugeführt, um diese zu steuern.

Überschreitet ein vom Dehnungsmeßstreifen 144 erfaßtes Ausgangssignal einen durch die Steifheit-Einstellschaltung 157 festgelegten Pegel, so bewirkt das Ausgangssignal des Vergleichers 156, das die Steuerschaltung 158 ein Stoppsignal zum Abschalten der Hochfrequenz-Stromversorgung 143 abgibt, wodurch der der diathermischen Schlinge 142 zugeführte Hochfrequenzstrom gesperrt wird (Abschalten der elektrischen Leitung).

Bei diesem Ausführungsbeispiel wird die Greifkraft der diathermischen Schlinge 142 festgestellt, um die Festigkeit bzw. Steifheit eines resezierten Bereichs zu ermitteln und den Bereich der Resektion zu beschränken. Dies verhindert die Resektion eines Bereiches, der nicht reseziert werden soll, wie z. B. die Muskelhaut. Fig. 25 zeigt die beschränkte Resektion.

Enthält, wie in Fig. 25a ersichtlich, ein Tumor, um den eine Resektionsschlinge 148 herumgelegt ist, lediglich eine Schleimhautschicht einer Trommelfellmembran 159 (oder eine submuköse Schicht oder eine Chorionmembran), so ist dieser weich. Demzufolge erzeugt der Dehnungsmeßstreifen ein kleines Ausgangssignal, selbst wenn das Gleitstück 149 geschoben wird.

In Fig. 25a liegt die Muskelhaut unter der Schleimhautschicht der Trommelfellmembran 159. In Fig. 25b hingegen wird sogar die Muskelhaut von der Resektionsschlinge 148 erfaßt. Reseziert in diesem Fall die Resektionsschlinge 148 die Schleimhautschicht der Trommelfellmembran 159 und erreicht dabei die darunterliegende Muskelhaut 160, so ist zur Bewegung des Gleitstücks 149 eine größere Kraft erforderlich, da die Muskelhaut 160 relativ stark ist. Demzufolge erzeugt der Dehnungsmeßstreifen 144 ein größeres Ausgangssignal. Die Signalverarbeitungseinheit 145 identifiziert diese Änderung des Ausgangssignals und gibt ein Stoppsignal an die Hochfrequenz-Stromversorgung 143 ab, um den Hochfrequenzstrom abzuschalten.

Demzufolge wird bei diesem Ausführungsbeispiel verhindert, daß die Muskelhaut 160 reseziert wird.

Bei diesem Ausführungsbeispiel wird zur Steuerung der Hochfrequenz-Stromversorgung ein Ausgangssignal eines Dehnungsmeßstreifens 144 benutzt. Wie anhand einer gestrichelten Linie in Fig. 24 dargestellt, kann ein Schalter SW zum Ein- bzw. Ausschalten der Steuerung installiert werden, so daß der Chirurg wahlweise von der Steuerung Gebrauch machen kann oder nicht.

Fig. 26 zeigt anhand eines Blockdiagramms den Aufbau des sechsten Ausführungsbeispiels. Dieses Ausführungsbeispiel umfaßt eine diathermische Schlinge 161, eine Hochfrequenz-Stromversorgung 162 zum Liefern eines Hochfrequenzstromes zur diathermischen Schlinge 161, Sende- und Empfangs-(Ultraschall-)Wandler 163 und 164, die der Steuerung der Hochfrequenzstromzufuhr dienen, eine Treiberschaltung 165, zum Steuern des Sendewandlers 163, einen Detektor 166 zum Verarbeiten der vom Empfangswandler 164 empfangenen Signale und einen Vergleichler 167 zum Vergleichen der Ausgangssignale der Treiberschaltung 165 und des Detektors 166. Das Ausgangssignal des Komparators 167 dient der Steuerung der Hochfrequenz-Stromversorgung 162. Mit dem Ausgangssignal des Detektors 166 wird ein in einer Betätigungseinheit installierter Motor 140 über eine Treiberschaltung 145a angetrieben. Das Einschalten bzw. Ausschalten der Steuerung der Hochfrequenz-Stromversorgung 162 kann wahlweise durch

Benutzung des EIN/AUS-Schalters 168 erfolgen.

Die Fig. 27 und 28 zeigen den Aufbau des distalen Teils der diathermischen Schlinge 161. Ein Schlingendraht 172 verläuft durch eine rohrförmige Scheide 171. Eine schleifenförmige Resektionsschlinge 174 ist am vorderen Ende des Schlingendrahts 172 ausgebildet. An der Innenseite des vorderen Endes der Scheide 171 ist eine Sensoreinheit 174 montiert, die aus einem Sendewandler 163 und einem Empfangswandler 164 besteht. Der Sendewandler 163 ist über eine Signalleitung 175 mit der Treiberschaltung 165 und der Empfangswandler 164 über eine Signalleitung 176 mit dem Detektor 166 verbunden.

Bei diesem Ausführungsbeispiel sendet der Sendewandler 163 Ultraschallwellen mit einer bestimmten Frequenz  $f_0$  zu einem Gegenstand, um diesen in Schwingungen zu versetzen. Andererseits umfaßt der Empfangswandler 164 Ultraschallwellen mit einer Frequenz  $f_x$  in Echtzeit. Der Vergleichler 167 vergleicht die Frequenzen  $f_0$  und  $f_x$ , um die Steifheit des Gegenstands zu ermitteln. Man geht nun davon aus, daß die Sensoreinheit 174 mit einem bestimmten Kontaktdruck auf einen Gegenstand gedrückt wird. Ist der Gegenstand steif, so wird der Kontaktbereich klein. Die Frequenzänderung beruht auf dem Steifheitseffekt des Gegenstands. Ist der Gegenstand hingegen weich, so ist der Kontaktbereich groß. Dies beruht auf einem Masseneffekt. Durch Berechnung der Frequenzänderung kann in Echtzeit ermittelt werden, ob der Gegenstand steif oder weich ist. Ein Signal, das entweder von der Steifheit oder der Weichheit eines Gegenstands abhängt, treibt über die Treiberschaltung 145a den Motor 140 an.

Falls eine Frequenz identifiziert wird, die einen bestimmten Wert überschreitet und eine Steifheit bestimmt, gibt der Vergleichler 167 ein Stoppsignal an die Hochfrequenz-Stromversorgung 162 ab (falls der EIN/AUS-Schalter 168 eingeschaltet ist; ist der EIN/AUS-Schalter 168 jedoch ausgeschaltet, so wird das Stoppsignal nicht übertragen).

Die Betriebsweise und die Wirkungen dieses Ausführungsbeispiels entsprechen im wesentlichen denen des fünften Ausführungsbeispiels. Mit Hilfe dieses Ausführungsbeispiels kann die Steifheit eines Tiefenbereichs ermittelt werden.

Fig. 29 zeigt den Aufbau einer Steuereinrichtung zum Liefern oder Abschalten eines Hochfrequenzstromes beim siebten Ausführungsbeispiel. Dieses Ausführungsbeispiel umfaßt eine diathermische Schlinge 271, die aus einer superelastischen Legierung besteht, eine Hochfrequenz-Stromversorgung 272 und einer Widerstandserfassungsschaltung 273 zum Erfassen des Widerstands der diathermischen Schlinge 271. Ein Ni-Ti-Draht oder ein Draht einer anderen superelastischen Legierung wird zumindest für den Schlingendraht oder die vordere Schlinge der diathermischen Schlinge 271 verwendet. Eine superelastische Legierung hat die Eigenschaft, daß der Widerstand mit einer mechanischen Spannung bzw. Beanspruchung im superelastischen Bereich ansteigt.

Bei diesem Ausführungsbeispiel erfaßt der Widerstandsdetektor 273 den Widerstand der diathermischen Schlinge 271. Erfaßt der Widerstandsdetektor 273 einen Widerstand, der einen bestimmten Wert überschreitet, so bestimmt dieser, daß die Muskelhaut ergriffen wurde. Daraufhin gibt der Widerstandsdetektor 273 ein Stoppsignal an die Hochfrequenz-Stromversorgung 272 ab und setzt diese außer Betrieb. Fig. 30 zeigt den speziellen Aufbau des Widerstandsdetektors 273.

Die diathermische Schlinge 271 steht mit der Hoch-

frequenz-Stromversorgung 272 und der Widerstandserfassungsschaltung 274 in Verbindung. Beispielsweise wird der Widerstand eines Schlingendrahts einschließlich einer Resektionsschlinge 271a, die z. B. aus einem Ni-Ti-Draht bestehen, erfaßt und einer Eingangsklemme des Vergleichers 275 angelegt. An die andere Eingangsklemme des Vergleichers 275 wird ein Bezugswert angelegt, dem die Steifheits-(Widerstands-)Einstellschaltung 276 festlegt. Erfaßt der Vergleichers 275 einen Widerstand, der den Bezugswert überschreitet, so gibt dieser ein Erfassungssignal an eine Steuerschaltung 277 ab. In Erwiderung auf das Erfassungssignal gibt die Steuerschaltung 277 ein Stoppsignal an die Hochfrequenz-Stromversorgung 272 ab. Ferner ist eine Einrichtung zum Nachbilden des Kontaktzustandes der Resektionsschlinge 271a vorgesehen, die jedoch in der Zeichnung nicht dargestellt ist. Die Betriebsweise und die Wirkungen dieses Ausführungsbeispiels entsprechen im wesentlichen jenen des sechsten Ausführungsbeispiels. Ein anderer Vorteil besteht darin, daß ein Einführrohr mit geringem Durchmesser realisiert werden kann, da eine diathermische Schlinge 71 selbst als Sensor dient.

Fig. 31 zeigt den proximalen Teil einer diathermischen Schlinge gemäß einer Variante des siebten Ausführungsbeispiels. Identifiziert bei dieser Variante die Widerstandserfassungsschaltung 273, die in Fig. 29 dargestellt ist, einen Widerstand, der einen bestimmten Wert überschreitet, so gibt die Widerstandserfassungsschaltung 273 ein Ausführungssignal an einen Stopper 280 ab, der aus einer Legierung mit Gedächtniseffekt (nachfolgend kurz als SMA bezeichnet) besteht und in der Mitte des Bewegungsbereichs des Gleitstücks 279 installiert ist. Demzufolge steht der Stopper 280 vor. Der vorstehende Stopper 280 verhindert ein Gleiten des Gleitstücks 279 und vermeidet somit, daß die Muskelschleimhaut reseziert wird.

Bei dieser Variante muß der Betrieb der Hochfrequenz-Stromversorgung 272 zur Unterbrechung des Stromes nicht eingestellt werden. Alternativ kann die Bewegung einer Betätigungseinheit auf ein niedrigeres Maß beschränkt werden als der Pegel für das Unterbrechen des Stromes oder dieser kann bei einem höheren Pegel abgeschaltet werden. Diese Variante kann nicht nur beim siebten Ausführungsbeispiel, sondern auch beim fünften und sechsten Ausführungsbeispiel Anwendung finden. Ein Steifheitserfassungssignal kann zur Betätigung des SMA-Stoppers 280 verwendet werden. Diese Variante ist nicht auf eine diathermische Schlinge beschränkt, sondern kann auch wirksam bei einer Biopsie-Zange oder anderen Behandlungsadaptern Verwendung finden.

Bei dem vorstehend erwähnten Ausführungsbeispiel kann selbst ein Behandlungsadapter, der eine Fernsteuerung oder einen Motor verwendet, mit dem gleichen Handgefühl betätigt werden, als wenn der Behandlungsadapter direkt von Hand betätigt würde. Eine feinfühligke Behandlung kann mit einem Handgefühl vorgenommen werden, das dem entspricht, das gegeben wird, falls keine feinfühligke Behandlung vorgenommen wird, da die Kraft, die tatsächlich für die Behandlung erforderlich ist, verstärkt wird und zurückkehrt. Wird ein Behandlungsadapter in einen Kanal des Endoskops eingeführt, so kann der Behandlungsadapter mühelos unter Realisierung von Umgebungsbedingungen, betätigt werden, die ein Handgefühl sicherstellen, das dem entspricht, falls das distale Teil des Behandlungsadapters direkt mit der Hand betätigt würde.

Wird z. B. ein Behandlungsabschnitt des ersten Aus-

führungsbeispiels benutzt, indem dieses in einen Kanal des Endoskops eingeführt wird, kann die Tätigkeit des Behandlungsabschnitts im distalen Teil, die der Bedienung der Behandlungseinrichtung zugeordnet ist, in der Betätigungseinheit an der Hand des Chirurgen nachgebildet werden. Andererseits wird der Einbau einer Einrichtung zur Gewährung der Sicherheit erwartet, falls der distale Teil des Endoskops während des Biegevorganges gegen eine Wand des Körperhohlraumes stoßen kann. Eine Endoskopvorrichtung, die diese Sicherheitseinrichtung aufweist, wird nachfolgend in Verbindung mit Fig. 32 beschrieben.

Die in Fig. 32 gezeigte Endoskopvorrichtung 211 des achten Ausführungsbeispiels umfaßt ein Endoskop 212 mit motorischer Biegung, eine Lichtquelle 213 zum Zuführen eines Beleuchtungslichts zum Endoskop 212, eine Steuereinheit 215 zum Steuern eines motorisch angetriebenen Biegeantriebs 214 des Endoskops 212, einen Berührungssensor 216 zum Übertragen eines Erfassungssignals zur Steuereinheit 215, einen Handschuh 217, dessen Bewegung mit einem Ausgangssignal des Berührungssensors 216 gesteuert wird, das von der Steuereinheit 215 verarbeitet wird, und eine Biopsie-Zange 98, z. B. gemäß Fig. 7, die als Behandlungsadapter dient, der in den Kanal 218 des Endoskops 212 eingesetzt ist.

Das Endoskop 212 umfaßt ein längliches flexibles Einführrohr 221, eine Betätigungseinheit 222 mit großem Durchmesser, die an das rückseitige Ende des Einführrohrs 221 angekoppelt ist, eine Okulareinheit 223, die an der Rückseite der Betätigungseinheit 222 ausgebildet ist, und ein Kabel 224, das sich von der Seite der Betätigungseinheit 222 wegerstreckt. Dieses Kabel 224 teilt sich in der Mitte gabelförmig auf. Die Stecker können mit der Steuereinheit 215 und der Lichtquelle 213 gekoppelt werden.

Das Einführrohr 221 weist am vorderen Ende ein starres, distales Endstück 225, daran anschließend einen Biegeabschnitt 226 und einen sich vom Biegeabschnitt 226 zum vorderen Ende der Betätigungseinheit 222 erstreckenden flexiblen Abschnitt 227 auf. An der Vorderseite des distalen Endstücks 225 des Einführrohrs 221 ist ein ringförmiger Berührungssensor 216 befestigt. Auf der Seite der Betätigungseinheit 222 sind motorisch angetriebene Biegeknöpfe 228 und 229 installiert. Werden die Knöpfe 228 und 229 gedrückt, so biegt sich der Biegeabschnitt 226 in vertikaler oder seitlicher Richtung.

Die Lichtquelle 213 liefert Beleuchtungslicht zur Stirnfläche eines Lichtleiters auf der Seite der Hand des Chirurgen, der durch das Endoskop verläuft. Dieser Lichtleiter ist in der Zeichnung nicht dargestellt. Das Beleuchtungslicht wird längs des Lichtleiters übertragen und von der anderen Stirnfläche auf der Seite des distalen Endstücks 225 abgestrahlt. Das Beleuchtungslicht beleuchtet die Innenwand eines Körperhohlraumes oder einen Gegenstand, in den das Einführrohr 221 eingeführt ist.

Mit Hilfe eines in der Zeichnung nicht dargestellten Objektivs, das am distalen Endstück 225 angeordnet ist, wird in deren Brennebene ein Bild der beleuchteten Innenwand erzeugt. In dieser Brennebene des Objektivs ist ein in der Zeichnung nicht dargestellter Bildleiter angeordnet. Dieser Bildleiter überträgt ein optisches Bild zur Stirnfläche der Okulareinheit 223. Das optische Bild kann über ein Okular der Okulareinheit 223 in vergrößertem Maßstab betrachtet werden.

Berührt das distale Endstück 225 des Einführrohrs

221 die Innenwand des Körperhohlraums 231, so gibt ein am distalen Endstück 225 montierter Berührungssensor 216 ein Erfassungssignal entsprechend dem Ausmaß des Kontaktes oder einer Widerstandsänderung ab. Das erfaßte Signal wird über eine Signalleitung 232, die durch das Einführrohr 221 verläuft, zur Steuereinheit 215 übertragen. Nach Verlassen dieser Steuereinheit 215 wird dieses Signal einer Erfassungsschaltung 233 zugeführt. Daraufhin wird ein Kontakt erfaßt, indem geprüft wird, ob eine Widerstandsänderung oder eine Spannungsschwankung einen bestimmten Schwellenpegel überschreitet.

Das Ausgangssignal der Erfassungsschaltung 233 wird einer Signalverarbeitungsschaltung 234 zugeführt. Diese Signalverarbeitungsschaltung 234 führt eine Signalverarbeitung zur Ansteuerung eines in Fig. 33 dargestellten Handschuhs 217 durch. Daraufhin durchläuft das Ausgangssignal der Signalverarbeitungsschaltung 234 eine Leitungsschaltung 235 zur Ansteuerung der in dem Handschuh 217 angeordneten SMAs 236. Diese SMAs 236 verlaufen im Handschuh 217 längs der Einführwege der Finger in den Handschuh 217. Die SMAs 236 sind im nichtleitenden Zustand, bei dem kein Strom von der Leitungsschaltung 235 zugeführt wird, dehnbar. In diesem Zustand kann der Handschuh 217 mühelos gebogen werden. Insbesondere können die Finger in den Handschuh 217 eingeführt werden, um — wie in Fig. 32 dargestellt — die Betätigungseinheit 222 zu ergreifen. Daraufhin können die motorisch angetriebenen Biegeknöpfe 228 und 229 gedrückt werden.

Liefert andererseits die Leitungsschaltung 235 einen Strom an die SMAs 236, so nehmen diese SMAs 236 einen leitenden Zustand ein und werden erhitzt, wodurch sich diese zusammenziehen. Wurden in diesem Zustand z. B. die Finger nach innen gebogen, um die Knöpfe 228 und 229 zu drücken, so wirkt jetzt eine Kraft, um die Finger zu strecken und die Kraft zum Niederdrücken der Knöpfe 228 und 229 abzuschwächen.

Wird der Knopf 228 oder 229 gedrückt, so erfaßt eine Steuerschaltung 238 den EIN- oder AUS-Zustand. Abhängig vom erfaßten Zustand steuert die Steuerschaltung 238 einen motorisch angetriebenen Biegeantrieb 214 an, um den Biegeabschnitt 226 in vertikaler oder seitlicher Richtung zu biegen.

Gemäß dem achten Ausführungsbeispiel erfaßt ein Berührungssensor 216 den Kontakt des distalen Endstücks 225 mit der Innenwand des Körperhohlraums. Berührt das distale Endstück 225 die Innenwand 231 eines Körperhohlraumes, so schickt die Leitungsschaltung 235 einen Strom durch die im Handschuh 217 vorgesehenen SMAs 236, um diese zu erhitzen. Daraufhin wird der Chirurg einer Rückkopplung unterzogen, indem dieser unterrichtet wird, daß das distale Endstück 225 die Innenwand des Körperhohlraumes berührt hat. Außerdem wird der Chirurg gezwungen, die Druckkraft auf die Knöpfe 228 und 229 zu vermindern, so daß keine weitere Biegung erfolgt. Demzufolge wird eine entsprechende Sicherheit gewährt.

Wird bei diesem achten Ausführungsbeispiel die Hand in den Handschuh 217 eingeführt, so wird selbst dann, wenn das distale Teil des Einführrohrs sich beim Einführen biegt und die Innenwand 231 einer Körperhöhle berührt, dieser Kontakt zum Chirurgen rückgekoppelt. Demzufolge kann der Chirurg von diesem Kontakt Kenntnis nehmen. Da außerdem eine Kraft wirkt, um die Biegung zu hemmen, schlägt selbst ein riskanter Versuch, eine weitere Biegung des distalen

Endstücks des Einführrohrs vorzusehen, fehlt. Somit wird die Innenwand 231 des Körperhohlraums nicht verletzt oder durchbohrt.

Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel eines intraoperativen Mikroskops beschrieben, das eine verbesserte Operationsmöglichkeit gestattet. Intraoperative Mikroskope, die eine Operation unter mikroskopischer Betrachtung ermöglichen, realisieren präzise Operationen. Die ideale Funktionsweise eines intraoperativen Mikroskops besteht darin, daß das intraoperative Mikroskop es dem Chirurgen ermöglicht, eine chirurgische Behandlung durchzuführen, ohne daß seine Sichtlinie einer Ablenkung unterliegt. Zur Steuerung eines solchen intraoperativen Mikroskops wurde bisher ein Fußschalter verwendet.

Jedoch hat die Differenziertheit der Chirurgie eine zunehmende Anzahl an Manipulationen zur Folge, die an der Betätigungseinheit durchgeführt werden müssen. Ein Fußschalter kann jedoch nicht all diese Manipulationsmöglichkeiten bieten oder zumindest keine feinfühligere Steuerung gewähren. Dieses Ausführungsbeispiel löst diese Probleme.

Das in Fig. 36 gezeigte intraoperative Mikroskop 301 des neunten Ausführungsbeispiels umfaßt eine Mikroskophaupteinheit 302 und eine Steuer- und Stromversorgungseinheit 303, die aus einer Steuereinheit zum Ansteuern der Mikroskophaupteinheit 302 und einer Stromversorgungseinheit besteht, die zur Betätigung der Steuereinheit einen Strom liefert.

Fig. 38 zeigt ein optisches System für die Haupteinheit 302 des intraoperativen Mikroskops. Ein Objektiv 304 mit großem Durchmesser ist in dem vorderen Ende einer Objektivfassung 291 installiert. Ein vom Objektiv 304 abgebildetes Bild wird mittels Varioobjektiven (zum Variieren des Vergrößerungsfaktors) 305a und 305b vergrößert, die von der optischen Achse des Objektivs 304 zwar versetzt sind, jedoch parallel zu dieser Achse angeordnet sind, und anschließend an Halbprismen 306a und 306b abgegeben.

Durch die Halbprismen 306a und 306b hindurchgetretene Lichtstrahlen werden auf Bildformungslinsen 307a und 307b gerichtet, während anschließend mit Okularen 308a und 308b eine Vergrößerung des Bildes vorgenommen wird. Schließlich kann ein Bild der beobachteten Behandlungsstelle 310 oder eines anderen beobachteten Behandlungsbereichs auf den Netzhäuten 309a und 309b abgebildet werden.

Seitlich der Halbprismen 306a und 306b sind Relais- bzw. Übertragungslinsen 311a und 311b angeordnet, die die Halbprismen 306a und 306b mit auf Monitoren 312a und 312b gezeigten Computergraphik(CG)-Bildern versorgen, um die von der Steuer- und Stromversorgungseinheit 303 zugeführten CG-Bilder anzuzeigen. Ein Teil der auf den Monitoren 312a und 312b angezeigten CG-Bilder wird durch die Halbprismen 306a und 306b reflektiert. Nachdem diese Bilder die Bildformungslinsen 307a und 307b und die Okulare 308a und 308b durchlaufen haben, und zwar ähnlich wie die Lichtstrahlen, die durch die Halbprismen 306a und 306b hindurchgelaufen sind, können die reflektierten CG-Bilder vom Chirurgen dreidimensional wahrgenommen werden.

Wie in Fig. 37 dargestellt, werden im Beobachtungsblickfeld des Chirurgen die auf den Monitoren 312a und 312b wiedergegebenen CG-Bilder mit dem Bild der Betrachtungsstelle 310a überlagert.

Wie aus Fig. 38 ersichtlich, ist die Objektivfassung 291 der Haupteinheit 302 des intraoperativen Mikroskops an einem Ständer bzw. Stativ 294 oder einem

313 ausgewählt. Auf diese Weise kann der Bereich der Betätigungseinheit sauber gehalten werden. Die Anordnung der Schalter kann auf den Monitoren geändert werden, falls dies der Chirurg wünscht. Die dargestellten Schalter sind in verschiedenen Größen verfügbar.

Selbst wenn ein intraoperatives Mikroskop während der Transplantation kräftig bewegt wird, so brauchen die Schalter nicht wie bei den konventionellen intraoperativen Mikroskopen am Boden geschleift werden. Beim Stand der Technik muß der Chirurg eine medizinische Behandlung stehend oder auf einem Sitz durchführen und abhängig von seiner Geschicklichkeit einen passenden Schalter zur Verfügung haben. Dieses Ausführungsbeispiel macht einen derartigen Schalter überflüssig. Konventionelle Schalter und im Blickfeld vorgesehene Pseudoschalter können wahlweise benutzt werden.

Nachfolgend wird das zehnte Ausführungsbeispiel erläutert.

Bei einem intraoperativen Mikroskop des zehnten Ausführungsbeispiels, das in Fig. 39 dargestellt ist, ist anstelle der Halbprismen 306a und der Monitoren 312a und 312b ein durchscheinendes LCD-(Flüssigkristallanzeige-)Element 332 zwischen der Bildformungslinse 307b und dem Okular 308b in Fig. 36 angeordnet. Dieses LCD-Element 332 wird von einer Steuer- und Stromversorgungseinheit 333 angesteuert. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist ein Positionssensor 314b an einem Fuß 334 des Chirurgen befestigt, während unter dem Fuß 334 ein plattenförmiger Positionssensor 314a liegt, der die Position des Fußes 334 ermittelt.

Der Fuß 334 ist mit einem Drucksensor 335 ausgestattet, der als mechanischer Schalter dient. In dem Steuerabschnitt 336 dieses Ausführungsbeispiels, das in Fig. 40 gezeigt ist, ist zusätzlich zu den in Fig. 35 gezeigten Blöcken ein Drucksensor 335 vorgesehen, dessen Ausgangssignal der Bildsyntheschaltung 332 und dem Hauptsteuerabschnitt 325 zugeführt wird.

Bei diesem Ausführungsbeispiel werden die Bildelemente des LCD-Elements 332 so gesteuert, daß — wie in Fig. 41 gezeigt — im Beobachtungsblickfeld rechteckige Pseudoschalter 337 sowie ein pfeilförmiges Pseudoschalter-Betätigungselement 338 erscheinen. Die Identifizierung der rechteckigen Pseudoschalter 337 erfolgt durch Symbole, die innerhalb der Rechtecke angezeigt werden.

Die anderen Komponenten entsprechen jenen des neunten Ausführungsbeispiels, so daß deren Beschreibung entbehrlich ist.

Bei diesem Ausführungsbeispiel wird ein LCD-Element 332 zur Anzeige der Positionsschalter 337 im Beobachtungsblickfeld benutzt. Wie vorstehend erwähnt, ist am Fuß 334 des Chirurgen ein Positionssensor 314b und unter dem Fuß 334 ein Positionssensor 314a zum Erfassen der Position des Positionssensors 314b angeordnet. An der Position im Blickfeld, die der Position des Positionssensors 314b entspricht, ist auf dem LCD-Element 332 ein CG-Bild angeordnet, das ein Pseudoschalter-Betätigungselement 338 zeigt.

Wird der Fuß 334 des Chirurgen bewegt, so wird das Pseudoschalter-Betätigungselement 338 entsprechend bewegt. Ist das Pseudoschalter-Betätigungselement 338 an dem gewünschten Pseudoschalter 337 positioniert, so wird der Fuß niedergedrückt, um den Schalter des Drucksensors 335 in den EIN-Zustand zu bringen. Daraufhin wird der Hauptsteuerabschnitt 325 von der Tatsache informiert, daß mit Hilfe des Pseudoschalter-Betätigungselements 338 der Pseudoschalter 337 ausgewählt wurde. Anschließend wird eine diesem Pseudo-

schalter 337 zugeordnete Funktion ausgeführt. Bei diesem Ausführungsbeispiel können die Funktionen des neunten Ausführungsbeispiels mit geringeren Kosten realisiert werden.

Bei diesem Ausführungsbeispiel ist kein Handgriff vorgesehen, jedoch kann ein solcher installiert werden.

Fig. 42 zeigt den Aufbau eines optischen Systems für eine Haupteinheit eines intraoperativen Mikroskops beim elften Ausführungsbeispiel.

Bei diesem Ausführungsbeispiel werden die Betätigungsschalter für ein intraoperatives Mikroskop im Beobachtungsblickfeld angezeigt, um den Chirurgen bei der Verwendung von Pinzetten bzw. kleinen Zangen oder anderen medizinischen Instrumenten zu unterstützen.

Wie aus Fig. 42 ersichtlich, ist zusätzlich zu den in Fig. 39 gezeigten Elementen ein LCD-Element 342 zwischen der Bildformungslinse 307a und dem Okular 308a angeordnet. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist ein Positionssensor 314b an einem chirurgischen bzw. medizinischen Instrument 343 befestigt. Ein weiterer Positionssensor 314a erfaßt die Stellung des Positionssensors 314b. Der Steuerabschnitt dieses Ausführungsbeispiels weist im Prinzip den gleichen Aufbau wie der in Fig. 35 gezeigte auf. Demzufolge ist ein Blockdiagramm, das den Aufbau verdeutlicht, entbehrlich.

Die beiden installierten LCD-Elemente 332 und 342 ermöglichen es, daß Pseudoschalter 337 dreidimensional im Beobachtungsblickfeld erscheinen, wie dies in Fig. 43 dargestellt ist. Bei diesem Ausführungsbeispiel wird kein Pseudoschalter-Betätigungselement angezeigt, sondern es wird das chirurgische Instrument 343 verwendet, um einen speziellen Pseudoschalter 337 zu bestimmen. Auf diese Weise wird die Bedienung vereinfacht.

Die Funktionen und Wirkungen dieses Ausführungsbeispiels entsprechen im wesentlichen denen des neunten Ausführungsbeispiels.

Fig. 44 zeigt ein intraoperatives Mikroskop des zwölften Ausführungsbeispiels. Dieses Mikroskop weist zusätzlich zu den in Fig. 39 gezeigten intraoperativen Mikroskop einen Nadelhalter 400 auf.

Eine chirurgische Nadel oder ein anderes chirurgisches Instrument eines intraoperativen Mikroskops muß exakt positioniert werden. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist ein Nadelhalter 400 vorgesehen, der aus einer Betätigungseinheit für die exakte Positionierung und einem Betätigungsabschnitt (Behandlungsabschnitt) besteht, der entsprechend der Bedienung der Betätigungseinheit gesteuert wird.

Der Nadelhalter 400 umfaßt im einzelnen eine Betätigungseinheit 351, die der Chirurg bedient, eine Steuer- und Stromversorgungseinheit 449 zur Durchführung einer Signalverarbeitung, um eine Steuerung entsprechend der Bedienung der Betätigungseinheit 351 vornehmen zu können, und einen Betätigungsabschnitt 390, der entsprechend der Bedienung der Betätigungseinheit 351 betätigt wird. Die Betätigungseinheit 351 schließt einen Halteabschnitt 366 ein, den der Chirurg zur Bedienung der Betätigungseinheit 351 hält.

Wie aus Fig. 45 ersichtlich, ist bei der Betätigungseinheit 351, die der Chirurg bedient, eine erste bewegliche Basis 354 in einem inneren Gehäuse 343 aufgenommen, das seinerseits in einem äußeren Gehäuse 352 aufgenommen ist, wobei eine zweite bewegbare Basis 355 in der ersten beweglichen Basis 354 über eine Luftfeder 356 befestigt ist. Das innere Gehäuse 353 ist unter Verwendung von Führungsachsen 357, die sich in X-Rich-

anderen Abstützkörper über einen beweglichen Arm 293 befestigt, der mit einem Feinbewegungs-Einstellmechanismus 292 ausgestattet ist. Wird dieser Einstellmechanismus 292 betätigt, so kann die Linsenfassung 291 z. B. auf einer horizontalen Ebene zweidimensional bewegt werden. Wird ein Befestigungsmechanismus 295 des Ständers 294 betätigt, so kann die Linsenfassung 291 in vertikaler Richtung bewegt werden. Wird andererseits die Linsenfassung 291 in Richtung der optischen Achse bewegt, so kann ein Fokussier- oder Zoomvorgang ausgeführt werden. Diese Einrichtungen können durch Auswahl spezieller Schalter unter einer Vielzahl von Schaltern betätigt werden. Eine Funktion in bezug auf einen ausgewählten Schalter kann in der Einstellung eines gewünschten Zoomfaktors bestehen, indem ein Handgriff gedreht wird, der an dem Feinbewegungs-Einstellmechanismus 292 oder dem Befestigungsmechanismus 295 vorgesehen ist. Dieser Handgriff ist in der Zeichnung nicht dargestellt. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden Pseudoschalter und Handgriffe im Beobachtungsblickfeld in Verbindung mit den vorstehend erwähnten Möglichkeiten wiedergegeben. Ein im Beobachtungsblickfeld gelegenes Pseudobetätigungselement wird zur Aktivierung einer gewünschten Tätigkeit verwendet.

Zur Erfassung der Position der Hand 313 des Chirurgen wird ein Ultraschall-Positionssensor 314b an der Hand 313 des Chirurgen festgelegt. Ein Ultraschall-Positionssensor 314a steht ferner mit der Steuerungs- und Stromzuführungseinheit 303 in Verbindung, um die Position des Ultraschall-Positionssensors 314b ermitteln zu können. Die Einheit 303 zeigt CG-Bilder auf den Monitoren 312a und 312b an, so daß die CG-Bilder an einer geeigneten Stelle im Beobachtungsblickfeld erscheinen, die der Position des Ultraschallsensors 314b entspricht.

Wie z. B. in Fig. 37 gezeigt, sind mehrere Pseudoschalter 315, ein Pseudohandgriff 316 und ein Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselement 317, mit dem irgendein Schalter 315 oder der Handgriff 316 ausgewählt werden kann, in dem Beobachtungsblickfeld um das betrachtete Objektbild 310a herum dargestellt.

Das Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselement 317 stellt ein CG-Bild von z. B. handförmiger Gestalt dar. Wird die Hand 313 des Chirurgen bewegt, so bewegt sich das Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselement 317 zu einer Position, die der Position der Hand 313 entspricht. Somit kann irgendeiner der Pseudoschalter 315 oder der Pseudohandgriff 316 ausgewählt werden.

Wird das Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselement 317 zu irgendeinem der Pseudoschalter 315 oder zum Pseudohandgriff 316 bewegt, so erzeugt die Steuer- und Stromversorgungseinheit 303 ein Steuersignal in bezug auf den ausgewählten Pseudoschalter 315 oder den ausgewählten Handgriff 316. Dieses Steuersignal wählt und steuert z. B. den Feinbewegungs-Einstellmechanismus der Haupteinheit 302 des intraoperativen Mikroskops an.

Fig. 35 verdeutlicht den Aufbau der Steuereinrichtung 308 der Steuer- und Stromversorgungseinheit 303. Die Ausgangssignale des Positionssensors 314a und des Positionssensors 314b werden einer Positionserfassungsschaltung 321 zugeführt, die die Position der Hand 313 des Chirurgen ermittelt, um die Position des Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselements 317 zu berechnen, das der Hand 313 zugeordnet ist. Das Ausgangssignal dieser Positionserfassungsschaltung 321

wird sowohl einer Bildsyntheseschaltung 322 als auch einer Schaltsteuerschaltung 323 zugeführt.

Die Bildsyntheseschaltung 322 erzeugt durch Synthese ein CG-Bild, das die Pseudoschalter 315 und den Pseudohandgriff 316 zeigt, die von einer Schalterwiedergabeschaltung 324 erzeugt werden, sowie ein CG-Bild des Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselements 317 und gibt dann dieses künstliche Bild auf den Monitoren 312a und 312b wieder (die in Fig. 35 durch die Monitoreinrichtung 312 verdeutlicht sind).

Die Schaltsteuerschaltung 323 erzeugt ein Auswahlsignal zur Aktivierung des ausgewählten Pseudoschalters 315 oder des ausgewählten Pseudohandgriffs 316. Das Auswahlsignal der Schaltsteuerschaltung 323 wird einem Hauptsteuerabschnitt 325 zugeführt. Entsprechend dem eingegebenen Auswahlsignal versorgt der Hauptsteuerabschnitt 325 die Treiberschaltung 326 des intraoperativen Mikroskops mit einem Steuersignal zur Aktivierung der Funktion des ausgewählten Pseudoschalters 315 oder des ausgewählten Pseudohandgriffs 316 und steuert somit den Zustand der Haupteinheit 302 des intraoperativen bzw. medizinischen Mikroskops oder den Zoomvorgang bei der Haupteinheit 302 entsprechend dem ausgewählten Pseudoschalter 315 oder des ausgewählten Pseudohandgriffs 316.

Der Pseudohandgriff 316 steuert eine Einrichtung zum Bewegen der Haupteinheit des intraoperativen Mikroskops nach oben, nach unten, nach links oder nach rechts oder zum Auf- oder Abzoomen der Haupteinheit in Abhängigkeit davon, ob das Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselement 317 in den oberen oder unteren Teil gesetzt wird.

Gemäß dem neunten Ausführungsbeispiel kann der Chirurg eine bestimmte Funktion steuern, indem er den entsprechenden Pseudoschalter 315 oder den Pseudohandgriff 316 im Beobachtungsblickfeld unter Verwendung des Pseudo-Schalter/Handgriff-Betätigungselements 317, das übereinstimmend mit der Bewegung der Hand 313 bewegt wird, auswählt. D. h. der Chirurg kann irgendeinen der Schalter 315 oder den Pseudohandgriff 316 betätigen, die nahe dem dargestellten Operationsbereich 310a abgebildet werden. Auf diese Weise kann eine bedienungsfreundliche Operationseinrichtung realisiert werden, die die medizinische Behandlung erleichtert.

D. h. der Chirurg kann Schalter betätigen, während er das Beobachtungsblickfeld wahrnimmt. Entsprechend diesem Gesichtspunkt wird ein bedienungsfreundliches intraoperatives Mikroskop realisiert. Früher mußte der Chirurg den Blick von der Okulareinheit abwenden, falls er Schalter zu betätigen hatte. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist es nicht erforderlich, daß der Chirurg seinen Blick von dem Bild der Behandlungsstelle abwendet. Dies hat eine geringere Operationszeit oder eine geringere Ermüdung zur Folge. Pseudoschalter können im Blickfeld unter Verwendung von Graphiken angeordnet werden, und zwar ohne Rücksicht auf die tatsächliche Größe dieser Schalter. Wird ein spezieller Pseudoschalter im Blickfeld bestimmt, so arbeitet das intraoperative Mikroskop genau in der Art und Weise, wie wenn der entsprechende Schalter tatsächlich gedrückt würde.

Bei den konventionellen, intraoperativen Mikroskopen mußten deren Betätigungseinheiten tatsächlich betätigt werden. Demzufolge besteht die Wahrscheinlichkeit, daß in der Nähe des Betätigungsteils Verschmutzungen auftreten. Bei diesem Ausführungsbeispiel wird jedoch eine dem tatsächlichen Schalter entsprechende Graphik lediglich durch Bewegen der Hand

tung erstrecken, in dem äußeren Gehäuse 352 befestigt, so daß das innere Gehäuse 353 sich frei bewegen kann. Die erste bewegliche Basis 354 ist in dem inneren Gehäuse 353 unter Verwendung von Führungssachsen installiert, die sich in Y-Richtung, d. h. senkrecht zur X-Richtung erstrecken, so daß die erste bewegliche Basis 354 sich frei bewegen kann.

Das innere Gehäuse 353 ist mit dem äußeren Gehäuse 352 unter Verwendung einer sich in X-Richtung erstreckenden Luftfeder 359 elastisch gekoppelt. Die erste bewegliche Basis 354 ist unter Verwendung einer sich in Y-Richtung erstreckenden Luftfeder 361 mit dem inneren Gehäuse 353 elastisch gekoppelt.

An der zweiten beweglichen Basis 355 erstreckt sich eine Drehachse 362 (längs der Z-Achse) nach oben, und zwar senkrecht zur XY-Ebene, wobei ein äußerer Rahmen 363 um die Mittelachse Q befestigt ist und sich frei drehen kann. Dieser äußere Rahmen 363 nimmt einen inneren Rahmen 364 auf. Der Halteabschnitt 366, den der Chirurg bedient, ist über eine Haltebasis 365 in dem inneren Rahmen 364 befestigt.

Der äußere Rahmen 363 ist über eine Luftfeder 367 elastisch mit der zweiten beweglichen Basis 355 gekoppelt. Eine Drehachse 368 ragt vom inneren Rahmen 364 weg. Der äußere Rahmen 363 ist so befestigt, daß dieser sich frei um die Drehachse 368 (mit P gekennzeichnet) drehen kann. Der innere Rahmen 364 ist unter Verwendung einer Luftfeder 369 elastisch mit dem äußeren Rahmen 363 gekoppelt.

Von der Haltebasis 365 ragt eine Drehachse 371 weg. Die Haltebasis 365 ist so an dem inneren Rahmen 364 befestigt, daß diese sich frei um die Drehachse 371 (mit O bezeichnet) drehen kann. Die Haltebasis 365 ist unter Verwendung einer Luftfeder 372 elastisch mit der Haltebasis 365 gekoppelt.

Eine Achse 373 ragt vom oberen Ende der Haltebasis 365 seitlich weg. Die proximalen Enden des Halteabschnitts 366 stehen mit der Achse 373 in Eingriff. Eine Luftfeder 374 ist an den gegenüberliegenden Innenflächen des Halteabschnitts 366 installiert. Der Halteabschnitt 366 kann somit in Klemmrichtung bewegt und um die O-, P- oder Q-Achse verschwenkt werden. Jede Luftfeder (z. B. 356) besteht, wie in Fig. 47 gezeigt, aus einem Gehäuse 376, einem Kolben 377, der in das Gehäuse 376 eingesetzt ist, und Befestigungsenden 378 und 379, die als Teil des Gehäuses 376 bzw. des Kolbens 377 ausgebildet sind. Wird Luft über einen Luftein- bzw. -auslaß 380 in einen Raum hinein- bzw. aus diesem herausgepumpt, der vom Kolben 377 gebildet wird, so wirkt die Feder als Zugfeder bzw. Druckfeder, wobei die Federkraft einstellbar ist.

Fig. 48 zeigt einen Betätigungsabschnitt 390, der entsprechend der Bedienung einer Betätigungseinheit 351 betätigt wird. Ein Nadelhalter 381 kann um die Achsen O, P oder Q unter Verwendung einer Winkeländerungseinrichtung 382 verschwenkt werden, die an einen Bewegungsabschnitt 383 angekoppelt ist. Ein nicht gezeigter Motor, der als Antriebsquelle dient und ein nicht gezeigter Draht, der als Übertragungselement dient, treiben den Nadelhalter 381 entsprechend der X-, Y-, Z-, O-, P- oder Q-Bewegung oder der Klemmbewegung der Betätigungseinheit 351 an. Auf einer Seite eines sich relativ-bewegenden Teils der Betätigungseinheit 351 ist eine Skala aufgedruckt und ein Photodetektor auf der anderen Seite angeordnet, so daß eine Bewegungsrate bzw. ein Bewegungsbetrag berechnet werden kann. Anschließend wird der Betätigungsabschnitt mit einer Rate bewegt, die der Bewegungsrate entspricht. Berührt der

Betätigungsabschnitt 390 den Operationsbereich und erzeugt dieser dabei einen Widerstand, so steigt der Stromwert des Motors an. Anschließend wird ein entsprechender Widerstand für die Betätigungseinheit 351 durch Steuerung einer Luftfeder erzeugt. Aufgrund dieses Widerstands kann der Chirurg Informationen bezüglich des Operationsbereiches wahrnehmen; wie z. B. die Steifheit, das Dehnen oder Verdrehen.

Fig. 49 zeigt den Aufbau eines Steuerabschnitts zum elektrischen und mechanischen Steuern des Betätigungsabschnitts eines Nadelhalters 381. Das Ausgangssignal eines Halteabschnitt-Antriebsratendetektors 391 wird einer Haltesignalverarbeitungsschaltung 393 eines Signalprozessors 392 zugeführt. Anschließend wird ein Haltesignal zum Antrieb des Nadelhalters 381 über einen Nadelhalterantrieb 394 erzeugt. Die Ausgangssignale eines Bewegungsratedetektors 395 für die X-Richtung eines Bewegungsratedetektors 396 für die Y-Richtung und eines Bewegungsratedetektors 397 für die Z-Richtung werden einer Axialbewegungs-Signalverarbeitungsschaltung 398 zugeführt. Daraufhin werden axial Bewegungssignale erzeugt, die dann dem Nadelhalter 381 über einen Antrieb 401 für die X-Richtung, einen Antrieb 402 für die Y-Richtung und einen Antrieb 410 für die Z-Richtung ansteuern.

Die Ausgangssignale eines Bewegungsratedetektors 404 für O-Richtung, eines Bewegungsratedetektors 405 für die P-Richtung und eines Bewegungsratedetektors 406 für die Q-Richtung werden einer Drehbewegungs-Signalverarbeitungsschaltung 407 zugeführt. Daraufhin werden Drehbewegungssignale erzeugt, die dann den Nadelhalter 381 über einen Antrieb 408 für die O-Richtung, einen Antrieb 409 für die P-Richtung und einen Antrieb 410 für die Q-Richtung antreiben.

Fig. 50 zeigt ein intraoperatives Mikroskop 420 des dreizehnten Ausführungsbeispiels. Dieses Mikroskop 420 schließt zwei Nadelhalter 460 ein. An jeder Seite einer Objektivfassung 422 einer Haupteinheit 421 des intraoperativen Mikroskops 420 ist unter Verwendung eines Abstützelements eine Betätigungseinheit 351 befestigt. Vor jeder Betätigungseinheit 351 ist ein Betätigungsabschnitt ausgebildet. Unter Verwendung eines Halteabschnitts 366, der jeweils auf der entsprechenden Betätigungseinheit 351 angeordnet ist, kann ein Nadelhalter 381 über einen Bewegungsabschnitt 383 und der Winkeländerungseinrichtung 382 betätigt werden, um den Operationsbereich 423 zu behandeln. Der Betätigungs- bzw. Operationsabschnitt ist als Nadelhalter 381 oder Schere ausgebildet, was eine mikrovaskuläre Anastomose ermöglicht. Die Beziehung zwischen der Betätigungseinheit 351 und dem Betätigungs- bzw. Operationsabschnitt in diesem Ausführungsbeispiel wird in Verbindung mit Fig. 51 nachfolgend beschrieben. Bei diesem Beispiel sind eine Winkeländerungseinrichtung 382, ein Betätigungselement 431 und eine erste Scheibe 432 mit einem Draht 433 verbunden, während ein Betätigungselement 434 und eine zweite Scheibe 435 mit einem Draht 436 verbunden sind. Beide Scheiben 432 und 435 drehen sich um eine Achse und sind mit einer Torsionsschraubenfeder verbunden, die in der Zeichnung nicht dargestellt ist.

Auf dem Außenumfang der ersten Scheibe 432 ist eine Verzahnung ausgebildet, die mit einem Zahnrad 437 mit kleinem Durchmesser in Eingriff steht. Das Zahnrad 437 ist über einen Torsionsstab 438 an ein Stellorgan 439 angekoppelt.

Die Bewegungsrate des Betätigungselements 431 wird auch als eine Rate für das direkte und mechanische

Bewegen des Betätigungselements 434 verwendet. Tritt am Operationsbereich ein Widerstand auf, so wird die Torsionsschraubenfeder auf- bzw. abgewickelt, um eine Drehverschiebung bzw. -änderung hervorzurufen. Das Stellorgan 439 bewegt die erste Scheibe 432 zwangsläufig in eine Richtung zur Korrektur der Drehverschiebung bzw. -änderung. Auf diese Weise kann das Betätigungselement 431 einen großen Betätigungswiderstand erzeugen.

Das Stellorgan 439 besteht aus einem Schrittmotor und einem Untersetzungsgetriebe, das eine Schnecke und ein Schneckenrad einschließt, um eine entgegengesetzte Drehung zu verhindern.

Der Betätigungswiderstand wird durch den Torsionsstab 438 vorgegeben. Dieses Ausführungsbeispiel sieht eine größere Leistungsfähigkeit vor als das zwölfte Ausführungsbeispiel.

Fig. 52 zeigt eine Variante des dreizehnten Ausführungsbeispiels. Eine Haupteinheit 441 eines intraoperativen Mikroskops umfaßt Bildformungslinsen 442a und 442b sowie Abbildungseinrichtungen 443a und 443b in Fernsehkameras. Die von den Abbildungseinrichtungen 443a und 443b erhaltenen Bilder werden über eine Steuer- und Stromversorgungseinheit 444 auf einem Monitor 445 wiedergegeben. Somit kann der Operationsbereich dreidimensional beobachtet werden.

Die Haupteinheit 441 des intraoperativen Mikroskops entspricht im Prinzip der in Fig. 36 gezeigten Einheit. Die Elemente sind mit den gleichen Bezugszeichen versehen. Bei diesem Ausführungsbeispiel spalten die Halbprismen 306a und 306b die von den Varioobjektiven 305a und 305b kommenden Lichtstrahlen auf, so daß Bilder des Operationsbereichs 446 über Bildformungslinsen 442a und 442b auf den Abbildungseinrichtungen 443a und 443b erzeugt werden. In Fig. 52 wird das Bild des Operationsbereichs 446 mit Hilfe eines Spiegels 447 reflektiert und zu einem Objektiv 304 geführt.

Bei dieser Variante ist ein Nadelhalter 381 über eine Winkeländerungseinrichtung 382 und ein gebogenes Stabelement 448 an einen Bewegungsabschnitt 383 angekoppelt. Der Bewegungsabschnitt 383 ist über ein Kabel mit einer Steuer- und Stromversorgungseinheit 449 verbunden. Diese Steuer- und Stromversorgungseinheit 449 steht über ein Kabel mit einer Betätigungseinheit 351 in Verbindung. Wird ein Halteabschnitt 366 bedient, so kann der Nadelhalter 381 von der Ferne bedient werden. Fig. 52 zeigt einen Operationsvorgang an einem Bereich 446 an der Rückseite eines Körperhohlraumes, an dem üblicherweise keine Operation durchgeführt werden kann.

Bei dieser Variante kann, ähnlich wie beim vorausgehenden Ausführungsbeispiel, der Nadelhalter von der Ferne bedient werden. Die unmittelbare Nähe eines Chirurgen ist somit nicht erforderlich. Auf diese Weise kann der Chirurg die Behandlung feinfühlig durchführen. Außerdem kann eine medizinische Behandlung z. B. zwischen Tokio und New York über eine Telefonleitung erfolgen.

Falls ein Nadelhalter oder eine Schere z. B. automatisch in einem Bearbeitungszentrum ausgewechselt werden kann, so brauchen die medizinischen Instrumente nicht von Hand gewechselt werden.

Nachfolgend wird eine intrakorporale (im Körperinneren liegende) Behandlungseinrichtung erläutert.

Fig. 53 zeigt den schematischen Aufbau der gesamten intrakorporalen Behandlungseinrichtung. Ein Abstützarm 504 zum Lagern eines Endoskops 503 ist an einem

Operationstisch 502 befestigt, auf dem der Patient liegt. Das Endoskop 503 hat einen konventionellen Aufbau und stellt z. B. ein starres Endoskop dar. Das äußere Ende des Endoskops 503 ist mit einer Fernsehkamera 505 ausgestattet. Ein Einführrohr 506 des Endoskops 503 ist unter Verwendung eines Trokars in den Körper des Patienten 501 eingeführt, um den Bauch des Patienten zu punktieren. Fig. 54 zeigt das eingeführte Einführrohr 506 des Endoskops 503. Am vorderen Ende des Einführrohrs 506 des Endoskops 503 münden die vorderen Enden von zwei Kanälen sowie ein Objektiv 507 und ein Beleuchtungsfenster 508. Durch den Kanal 509 verläuft die intrakorporale Behandlungseinrichtung 511.

Nahe dem Operationstisch 502 ist eine Bedienungskonsole 512 zum Betätigen der intrakorporalen Behandlungseinrichtung 511 installiert. Die Bedienungskonsole 512 umfaßt eine Tastatur 514 sowie einen TV-Monitor 515. Dieser Monitor 515 zeigt den Zustand des Körpers, der mit dem vorderen Ende des eingeführten Einführrohrs 506 des Endoskops 503 erreicht wird. In der Bedienungskonsole 512 ist eine elektronische Steuerschaltung 516 eingebaut, die nachfolgend beschrieben wird. An der Bedienungskonsole 512 ist ferner ein Steuerarm 518 installiert, der mit einem Bewegungskraftverhältnis von 1 : 1 oder mit einer proportionalen Bewegungskraft zum zugeordneten Behandlungsarm 517 der intrakorporalen Behandlungseinrichtung 511 bewegt wird.

Das vordere Ende eines Einführabschnitts 519 der intrakorporalen Behandlungseinrichtung 511 ist an einen Behandlungsarm 517 angekoppelt. Dieser Behandlungsarm 517 umfaßt das vordere Ende des Einführabschnitts 519, ein erstes Verbindungsglied 521, ein zweites Verbindungsglied 522 und einen Behandlungsadapter 523, die nacheinander über Gelenke 520a, 520b und 520c gekoppelt sind. Ein Berührungssensor 524 zum Erfassen des Kontakts des Behandlungsadapters 523 mit dem Körpergewebe und dessen Festigkeit ist am vorderen Ende des Behandlungsadapters 523 installiert.

Der Steuerarm 518, dem der Behandlungsarm 517 der intrakorporalen Behandlungseinrichtung 511 mit einem Bewegungskraftverhältnis von 1 : 1 zugeordnet ist, umfaßt, wie aus Fig. 55 ersichtlich, ein proximales Verbindungsstück 526, ein erstes Verbindungsstück 527, ein zweites Verbindungsstück 528 und einen Greifabschnitt 529, die nacheinander über Gelenke 525a, 525b und 525c gekoppelt sind. Der Chirurg hält den Greifabschnitt, um den Steuerarm zu betätigen. In die Gelenke 520a, 520b und 520c des Behandlungsarms 517 der intrakorporalen Behandlungseinrichtung 511 sind Biegeantriebs-Stellorgane A, B und C sowie Bremsstellorgane  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  installiert. Die Gelenke 520a, 520b, 520c, 525a, 525b und 525c sind mit Potentiometern a, b und c zum Erfassen der Verstellungsantriebsraten ausgestattet.

Wie aus Fig. 56 ersichtlich, verarbeitet ein Vergleicher 531 der elektronischen Steuerschaltung 516 das Ausgangssignal des Berührungssensors 524 und erzeugt ein Signal, das den Zustand des Kontakts und dessen Festigkeit anzeigt und einer Bremsstellorgan-Treiberschaltung 532 zugeführt wird. Diese Bremsstellorgan-Treiberschaltung 532 steuert die Bremsstellorgane  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  entsprechend dem Kontaktzustand an. Die Information wird einer Positionserfassungsschaltung 533 zugeführt. Diese Positionserfassungsschaltung 533 empfängt Erfassungssignale von den Potentiometern a, b und c und bestimmt die Biegepositionen der Gelenke 520a, 520b, 520c, 525a, 525b und 525c. Eine Stellorgan-Treiberschaltung 534 empfängt Signale von der Positionserfassungsschaltung 533 und eine Instruktion von

einer arithmetischen Logikeinheit 535 und betätigt dann die Biegeantrieb-Stellorgane A, B und C. Die Biegepositionsinformation der Gelenke 520a, 520b, 520c, 525a, 525b und 525c wird zeitweilig in einem Speicher 536 gespeichert. Unter Verwendung der Information steuert die arithmetische Logikeinheit 535 die Stellorgan-Treiberschaltung 534 an. Eine Vorschubeinstellschaltung 537 zum Einstellen des Vorschubs des Behandlungsadapters 523 ist für die Profilierung installiert. Die Fig. 57 und 58 zeigen Beispiele der Biegeantrieb-Stellorgane A, B und C und der Bremsstellorgane  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$ , die in den Gelenken 520a, 520b, 520c, 525a, 525b und 525c installiert sind. Jedes der Gelenke 520a, 520b, 520c, 525a, 525b und 525c ist so aufgebaut, daß eine dreidimensionale Drehung möglich ist. Hierzu ist an einem Verbindungsgliedende eine Kugel 541 installiert und am anderen Verbindungsgliedende ein Lagerbock 542, der die Kugel 541 aufnimmt. An der Innenseite des Lagerbocks 542 sind drei geschichtete piezoelektrische Elemente 543a, 543b und 543c in Form eines gleichseitigen Dreiecks in regelmäßigen Abständen angeordnet. Die freien Enden der geschichteten piezoelektrischen Elemente sind dicht an der Oberfläche der Kugel 541 angeordnet und weisen eine Ausrichtung auf, die geringfügig außerhalb des Zentrums der Kugel verläuft. Somit wird ein Betätigungsmechanismus ausgebildet, mit dem wahlweise ein Biegevorgang eingeleitet oder abgebremst werden kann.

Die geschichteten piezoelektrischen Elemente 543a, 543b und 543c werden mittels der Bremsstellorgan-Treiberschaltung 532 und der Stellorgan-Treiberschaltung 534 angesteuert. In Fig. 58(A) sind die vorderen Enden der geschichteten piezoelektrischen Elemente 543b und 543c von der Oberfläche der Kugel 541 abgesetzt, d. h. diese Elemente befinden sich in einem leitenden oder nichtleitenden Zustand, so daß sich die piezoelektrischen Elemente 543b und 543c zusammenziehen. Das andere geschichtete piezoelektrische Element 543a wird hingegen mit einem Wechselstrom versorgt, worauf dieses schwingt. Das schwingende piezoelektrische Element 543a stößt mit seinem vorderen Ende gegen die Oberfläche der Kugel 541. Die geschichteten piezoelektrischen Elemente 543a, 543b und 543c sind auf den äußeren Umfang ausgerichtet, liegen aber der Fläche der Kugel 541 nicht lotrecht gegenüber. Demzufolge dreht sich die Kugel 541 in Pfeilrichtung, in der das geschichtete piezoelektrische Element 543a entsprechend auftritt. Die anderen geschichteten piezoelektrischen Elemente 543b und 543c befinden sich im zusammengezogenen Zustand, bei der diese von der Oberfläche der Kugel 541 abgesetzt sind und somit die Drehung der Kugel 541 nicht behindern.

In Fig. 58(B) befinden sich alle geschichteten piezoelektrischen Elemente 543a, 543b und 543c in leitendem Zustand, so daß diese ausgestreckt sind; d. h. ihre vorderen Enden werden gegen die Oberfläche der Kugel 541 gedrückt. Bei diesem Zustand dreht sich die Kugel 541 nicht, da diese durch die geschichteten piezoelektrischen Elemente 543a, 543b und 543c gebremst wird.

Selbst wenn ein Teil der piezoelektrischen Elemente 543a, 543b und 543c sich im leitenden Zustand befindet und gestreckt ist, wird die Bremse aktiviert.

In Fig. 58(C) befinden sich die beiden geschichteten piezoelektrischen Elemente 543a und 543c im leitenden oder nichtleitenden Zustand, so daß diese zusammengezogen sind. Die vorderen Enden der Elemente 543a und 543c sind daher von der Oberfläche der Kugel 541 abgesetzt. Das andere geschichtete piezoelektrische Element

543b hingegen wird mit einem Wechselstrom versorgt, so daß dieses in Schwingungen versetzt wird. Trifft das vordere Ende des schwingenden piezoelektrischen Elements 543b gegen die Oberfläche der Kugel 541, so dreht sich die Kugel 541 in Pfeilrichtung, in der das piezoelektrische Element 543b entsprechend auftritt. Somit kann die Drehrichtung bzw. Biegerichtung dadurch bestimmt werden, daß zumindest eines der geschichteten piezoelektrischen Elemente 543a, 543b und 543c entsprechend ausgewählt wird.

Wie aus Fig. 57(A) ersichtlich, ist auf der Fläche der Kugel 541 jedes Gelenks 520a, 520b, 520c, 525a, 525b und 525c ein Permanentmagnet 546 befestigt. Gegenüber dem Permanentmagneten 546 sind an der Innenfläche des Lagerbocks 542 drei oder mehr Hall-Elemente 547 befestigt. Wird das Gelenk 520a, 520b, 520c, 525a, 525b oder 525c gebogen, so wird der auf der Kugelfläche angeordnete Permanentmagnet 546 entsprechend der Biegerate bzw. dem Biegebetrag bezüglich der Hall-Elemente 547 versetzt. Demzufolge ändern sich die Ausgangssignale der Hall-Elemente 547 entsprechend der Biegerichtung. Die Potentiometer a, b und c sind so ausgebildet, daß sie die Biegerichtungen der Gelenke 520a, 520b, 520c, 525a, 525b und 525c sowie deren Biegeraten erfassen.

Fig. 59 zeigt verschiedene Beispiele von Behandlungsadaptern 523 für die intrakorporale Behandlungseinrichtung 511. Der für die zu behandelnde krankhafte Veränderung geeignetste Behandlungsadapter kann somit ausgewählt werden. Der Behandlungsadapter 523 der Fig. 59(A) weist eine eingebaute Lasersonde 551 auf, die einen Laserstrahl zum Sezieren des Gewebes aussendet. Das vordere Ende des Behandlungsadapters 523 ist mit einem Deformationssensor 552 ausgestattet, von dem sich eine Leitung 553, die aus einer superelastischen Legierung besteht, zur Ausbildung einer Antenne 554 wegerstreckt. Erstastet die Antenne 554 die Oberfläche der krankhaften Veränderung, so wird der Abstand der Lasersonde 551 von der Oberfläche (oder der Vorschub der Lasersonde) bestimmt.

Der in Fig. 59(B) gezeigte Behandlungsadapter 523 weist eine eingebaute Wasserstrahl-Skalpelldüse 555 auf, die das Gewebe sezziert. Am vorderen Ende dieses Behandlungsadapters 523 ist ein druckempfindlicher Sensor 556 vorgesehen. Der in Fig. 59(C) gezeigte Behandlungsadapter 523 weist am vorderen Ende eine Elektrode 557 auf, die ein elektrisches Skalpell 558 ausbildet.

Der in Fig. 59(D) gezeigte Behandlungsadapter 523 stellt eine gelochte elektrische Sonde dar. Mehrere kleine Ringelektroden 562 sind in regelmäßigen Abständen am Seitenumfang eines konischen Sondenkörpers 561 installiert, wobei zwischen den Ringelektroden 562 und an der Spitze des Sondenkörpers 561 Löcher 563 zum Injizieren einer Medizin ausgebildet sind. Eine Mikropumpe 564, die in den Sondenkörper 561 eingebaut ist, führt über ein Rohr 565 einen Antikrebswirkstoff oder einen anderen medizinischen Wirkstoff vom einem Reservoir zu, das in der Zeichnung nicht dargestellt ist. Das vordere Ende des Sondenkörpers 561 ist mit einem druckempfindlichen Sensor 566 ausgestattet. Dieser Behandlungsadapter 523, der als gelochte elektrische Sonde dient, wird z. B. in eine durch Krebs bedingte krankhafte Veränderung eingeführt. Anschließend wird augenblicklich eine hohe Spannung an die Ringelektroden 562 angelegt. Danach oder aber davor und danach wird von der Mikropumpe 564 ein Antikrebswirkstoff stoßweise eingepumpt. Demzufolge wird eine Krebszelle

durchbohrt, während gleichzeitig ein Antikrebswirkstoff injiziert wird. Auf diese Weise können verbesserte therapeutische Wirkungen erzielt werden.

Nachfolgend wird die Bedienung einer intrakorporalen Behandlungseinrichtung beschrieben. Zuerst ergreift der Chirurg den Greifabschnitt 529 des Steuerarms 518, wie in Fig. 53 und 55 gezeigt. Während er den TV-Monitor 515 betrachtet, treibt der Chirurg den intrakorporalen Behandlungsarm 517 im Master-Slave-Modus an. Mit Hilfe der elektronischen Steuereinheit 516 kann der Behandlungsarm in Übereinstimmung mit dem Steuerarm 518 mit einer proportional verringerten Bewegungskraft bewegt werden. Anschließend setzt der Chirurg das vordere Ende des Behandlungsadapters 523 auf die Oberfläche einer krankhaften Veränderung auf und führt eine Profilierung durch. Während der Profilierung wird das vordere Ende des Behandlungsadapters 523 angedrückt, bis das Ausgangssignal des Berührungssensors 524 stabilisiert ist. Überschreitet das Ausgangssignal des Berührungssensors 524 einen bestimmten Pegel, so werden die Bremsstellorgane  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$  im Inneren der Gelenke 525a, 525b und 525c des Steuerarms 518 aktiviert, so daß die Bewegung des Steuerarms 518 gehemmt wird. Der Chirurg nimmt somit eine Profilierung der Oberfläche der krankhaften Veränderung wahr, während er die beeinträchtigte Bewegung des Steuerarms 518 wahrnimmt.

Während der Profilierung werden von den Potentiometern a, b und c abgegebene Erfassungssignale von der Positionserfassungsschaltung 533 empfangen und als Profilinformati on in den Speicher 536 abgespeichert. Nachdem die Form der Oberfläche der krankhaften Veränderung somit abgespeichert wurde, wird als ein über die Profilierungsposition hinausgehender Vorschubbetrag für den Behandlungsadapter 523 ein Maß von z. B. 2 mm eingegeben. Daraufhin führt die Vorschubeinstellschaltung 537 dieses Maß diesen Wert der arithmetischen Logikeinheit 535 zu. Die gespeicherte Profilinformati on wird zum Antrieb des Behandlungsarms 517 benutzt. Demzufolge seziiert der Behandlungsarm 517 die krankhafte Veränderung bei der gewählten Vorschubtiefe.

Die Fig. 60, 61 und 62 zeigen andere Beispiele von Armen, die anstelle der vorerwähnten Arme 517 und 518 verwendet werden können. Bei dem Arm der Fig. 60 sind Drähte 572, die aus mehreren SMAs bestehen, zur Verbindung der Gelenkelemente 571 ausgelegt. Werden diese Drähte 572 unter Verwendung einer Widerstandsheizeinrichtung selektiv erhitzt, so ziehen sich die Drähte 572 zusammen. Demzufolge biegt sich der Arm in Kontraktionsrichtung. Fig. 60(A) zeigt den Zustand des Armes vor dem Erhitzen, während Fig. 60(B) den Zustand des erhitzten und somit gebogenen Armes darstellt.

In Fig. 61 sind mehrere perforierte Rohre 576 in einer Reihe angeordnet, wobei jedes Rohr 576 mehrere umschlossene Kanäle 575 aufweist, die parallel in Längsrichtung verlaufen. Jeder Kanal 575 ist mit einem eigenen Luftrohr 577 verbunden. Wird ein bestimmter Kanal über das entsprechende Luftrohr 577 der Luft ausgesetzt, so krümmt sich dieser Teil des mit Luft versorgten Kanals 575, wodurch der Arm zur entgegengesetzten Seite gebogen wird. Fasern 578, die eine übermäßige Ausdehnung verhindern, sind in der Wand jedes perforierten Rohres 576 eingemischt.

In Fig. 62(A) ist ein piezoelektrisches Polymermaterial 582 auf drei Abschnitte eines flexiblen Rohres 581 aufgebracht. In Fig. 62(B) sind drei Flüssigkristalle 583

getrennt in die Wand des flexiblen Rohres 581 eingebettet. Mehrere dieser Rohre 581 sind in axialer Richtung miteinander gekoppelt. Anschließend wird eine Elektrode (nicht dargestellt) auf jedem Abschnitt des piezoelektrischen Polymermaterials 582 oder jedem Flüssigkristall 583 ausgebildet, so daß eine entsprechende Spannung getrennt zugeführt werden kann. Bei angelegter Spannung führt das piezoelektrische Polymermaterial 582 oder der Flüssigkristall 583 eine reversible Dehnung bzw. Streckung aus. Wird somit ein ausgewählter Teil des piezoelektrischen Polymermaterials 582 oder irgendein ausgewählter Flüssigkristall 583 aktiviert, so biegt sich das flexible Rohr 581. Zur Ausbildung eines Armes werden mehrere dieser flexiblen Rohre gekoppelt.

Die vorstehend erwähnte intrakorporale Behandlungseinrichtung umfaßt die folgenden Einrichtungen: einen intrakorporalen Behandlungsabschnitt, der als Gelenkarm mit einem Behandlungsadapter und einem Berührungssensor an seiner Spitze ausgestattet ist, einem Steuerarm zum Bewegen des Gelenkarms mit einem Bewegungskraftverhältnis von 1 : 1 oder einer proportionalen Kraft, eine Einrichtung zum Ansteuern der Stellorgane der Gelenke des Behandlungsarms entsprechend einem Signal von einem Sensor zur Erfassung der Antriebsraten der Gelenke des Steuerarms, eine Einrichtung zum Speichern der Antriebsraten der Gelenke, eine Einrichtung zum Berechnen der Stellorgan-Antriebsraten der Gelenke des Behandlungsarms durch Addieren der gewünschten Behandlungsleistung des Behandlungsadapters zu den gespeicherten Antriebsraten und eine Einrichtung zum Antrieb des Behandlungsarms entsprechend den arithmetisch berechneten Raten.

Jedes der vorstehend erwähnten Gelenke besteht aus einer Kugelkupplung, drei piezoelektrischen Stellorganen, die gegenüber der Kugelfläche der Kugelkupplung installiert sind, sowie eine Einrichtung zum individuellen Aktivieren der piezoelektrischen Stellorgane.

Der vorstehend erwähnte Arm ist nicht auf Gelenkarne beschränkt, die sich an einer Vielzahl von Punkten bzw. Gelenken biegen, sondern kann Arme einschließen, die sich teilweise oder insgesamt biegen. Ein beliebiger Arm kann Verwendung finden, solange sich dieser krümmen und biegen kann.

Einige der vorstehenden Ausführungsbeispiele können miteinander kombiniert werden, um verschiedene Ausführungsbeispiele auszubilden, die ebenso als zur Erfindung gehörig anzusehen sind.

#### Patentansprüche

##### 1. Medizinische Vorrichtung mit

- einer medizinischen Einrichtung zur Durchführung einer medizinischen Behandlung an einem Gegenstand, wobei die medizinische Einrichtung eine von einem Chirurgen bediente Betätigungseinheit und einen von der Betätigungseinheit entfernt angeordneten Behandlungsabschnitt zum Behandeln des Gegenstands in Übereinstimmung mit der Bedienung der Betätigungseinheit aufweist, **gekennzeichnet durch**

- eine Erfassungseinrichtung zum Erfassen eines Kontaktzustandes zwischen dem Behandlungsabschnitt und dem zu behandelnden Gegenstand und

- eine Nachbildungseinrichtung zum Nach-

- bilden des Kontaktzustandes entsprechend dem Ausgangssignal der Erfassungseinrichtung, so daß der Chirurg den Kontaktzustand wahrnehmen kann.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Erfassungseinrichtung einen schwer bestimmbaren Kontaktzustand erfaßt, falls der Behandlungsabschnitt den zu behandelnden Gegenstand leicht berührt.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Nachbildungseinrichtung den schwer bestimmbaren Kontaktzustand so verstärkt und nachbildet, daß der Chirurg den schwer bestimmbaren Kontaktzustand spürbar wahrnehmen kann.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung einen Behandlungsadapter aufweist, der den Gegenstand ergreifen oder sezieren kann.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung ein intraoperatives Mikroskop ist, das einen Behandlungsadapter zum Verschließen oder Resezieren des zu behandelnden Gegenstandes aufweist.
6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Beobachtungseinrichtung vorgesehen ist, mit der wenigstens der Kontaktzustand beobachtet werden kann, der zwischen dem Behandlungsabschnitt, der am distalen Teil der medizinischen Einrichtung ausgebildet ist, und dem untersuchten Bereich des mit dem Behandlungsabschnitt zu behandelnden Gegenstands ausgebildet ist.
7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Beobachtungseinrichtung ein Endoskop einschließt, das am distalen Teil des länglichen Einführrohres ein optisches Objektsystem aufweist.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Endoskop einen Kanal aufweist, durch den der Behandlungsadapter hindurchgeführt ist.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß eine Festkörper-Bildaufnahmeeinrichtung vorgesehen ist, die von dem optischen Objektsystem erzeugte Bilder photoelektrisch umwandelt.
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß ein Monitor vorgesehen ist, der Bilder anzeigt, die den optischen Bildern entsprechen, die die Festkörper-Bildaufnahmeeinrichtung photoelektrisch umwandelt.
11. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung eine Injektionseinrichtung zum Injizieren eines medizinischen Wirkstoffes in den Gegenstand einschließt.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Erfassungseinrichtung eine Druckerfassungseinrichtung zum Erfassen eines auf die Nadelspitze des distalen Teils der Injektionseinrichtung einwirkenden Drucks einschließt, falls die Nadelspitze den Gegenstand punktiert, und daß die Nachbildungseinrichtung den von der Druckerfassungseinrichtung erfaßten Druck verstärkt und den Druck zum Kolbenelement der Betätigungseinheit zurückkoppelt, die zur Punktion betätigt wird.

13. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Erfassungseinrichtung eine Kontaktkrafterfassungseinrichtung zum Erfassen der auf den Behandlungsabschnitt wirkenden Kontaktkraft einschließt, falls der Behandlungsabschnitt den zu behandelnden Gegenstand berührt, und daß die Nachbildungseinrichtung die von der Kontaktkrafterfassungseinrichtung erfaßte Kontaktkraft verstärkt und die Kontaktkraft so rückkoppelt, daß ein Betätigungselement der Betätigungseinheit, das zum Ergreifen oder Resezieren unter Verwendung des Behandlungsabschnitts bedient wird, negativ bzw. in Gegenrichtung zur Bedienung zur Vergrößerung der Kontaktkraft angetrieben wird.
14. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß eine Spannungserfassungseinrichtung zum Erfassen einer auf den Behandlungsabschnitt wirkenden Spannung vorgesehen ist, die auftritt, falls der Behandlungsabschnitt den Gegenstand berührt, und daß die Nachbildungseinrichtung die von der Spannungserfassungseinrichtung erfaßte Spannung verstärkt und die Spannung so rückkoppelt, daß ein Greifbetätigungselement der Betätigungseinheit negativ, d. h. in Gegenrichtung zur Bedienung zur Verstärkung der Spannung angetrieben wird.
15. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Betätigungsrate-Erfassungseinrichtung zum Erfassen der Betätigungsrate vorgesehen ist, mit der der Chirurg die Betätigungseinheit bedient.
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Betätigungsrate-Erfassungseinrichtung eine Bewegungsrate eines in der Betätigungseinheit vorgesehenen Bewegungselements zum Betätigen des Behandlungsabschnitts erfaßt.
17. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Betätigungsrate-Erfassungseinrichtung einen Drehcodierer aufweist.
18. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Betätigungsrate-Erfassungseinrichtung eine Antriebseinrichtung zum Bewegen des Behandlungsabschnitts entsprechend einem Ausgangssignal der Betätigungsrate-Erfassungseinrichtung einschließt.
19. Vorrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für den Behandlungsabschnitt einen Motor einschließt.
20. Vorrichtung nach Anspruch 18 oder 19, dadurch gekennzeichnet, daß eine Umsetzungseinrichtung vorgesehen ist, die wenigstens relative Ausmaße einer von der Betätigungsrate-Erfassungseinrichtung erfaßten Betätigungsrate und einer Betätigungsrate zum Betätigen des Behandlungsabschnitts umsetzt.
21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß eine Ausmaßänderungseinrichtung zum Ändern der relativen Ausmaße vorgesehen ist, die die Umsetzungseinrichtung umsetzt.
22. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Beschränkungseinrichtung zum Beschränken der Bedienung der Betätigungseinheit entsprechend dem Ausgangssignal der Erfassungseinrichtung vorgesehen ist.
23. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das intraoperative Mikroskop zwei optische Systeme einschließt, die eine dreidimen-

sionale Betrachtung ermöglichen.

24. Vorrichtung nach Anspruch 5 oder 23, dadurch gekennzeichnet, daß das intraoperative Mikroskop eine Anzeigeeinrichtung zum Anzeigen eines Monitorbildes in dem Blickfeld einer Okulareinheit zusätzlich zu dem optischen Bild aufweist, das mit dem optischen Objektivsystem zum Beobachten des Gegenstandes erzeugt wird.
25. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzeigeeinrichtung Schalter oder einen Handgriff darstellende Grafiken zum Steuern einer Antriebseinrichtung für das intraoperative Mikroskop anzeigt.
26. Vorrichtung nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzeigeeinrichtung ein als Grafik dargestelltes Auswahllement zum Auswählen der Grafiken anzeigt.
27. Vorrichtung nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß eine Bewegungserfassungseinrichtung zum Erfassen der Bewegung der Hand oder des Fußes des Chirurgen oder eines vom Chirurgen bedienten chirurgischen Instruments vorgesehen ist.
28. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das intraoperative Mikroskop einen Nadelhalter einschließt, der als Behandlungsadapter zum Verschließen von Wunden dient.
29. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung ein Endoskop ist, das einen Biegeantriebsmechanismus zum Biegen eines am distalen Teil ausgebildeten Biegeabschnitts aufweist und daß die Erfassungseinrichtung einen Drucksensor einschließt, der am distalen Ende des Endoskops zum Erfassen eines Kontaktdruckes befestigt ist.
30. Vorrichtung nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß die Erfassungseinrichtung eine Bestimmungseinrichtung aufweist, die bestimmt, ob der Drucksensor einen bestimmten Pegel übersteigenden Druck erfaßt, und in der Betätigungseinheit ausgebildet ist, und daß die Bestimmungseinheit die Steuereinrichtung mit einem Ausgangssignal zur Verringerung des vom Drucksensor erfaßten Drucks oder mit einer Rückkopplung versieht, die entgegengesetzt zur Biegebetätigung einer Biegebetätigungseinheit zum Biegen des Biegeabschnitts wirkt.
31. Vorrichtung nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung das Biegen eines Handschuhs beschränkt, der sich auf der Hand des Chirurgen befindet, um die Bedienung der Betätigungseinheit zu steuern.
32. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung ein System ist, das auf einen Behandlungsadapter z. B. zur Durchführung einer Resektion gerichtet ist, und daß die Erfassungseinrichtung eine Steifheit-Erfassungseinrichtung einschließt, die die Steifheit des Gegenstandes erfaßt, auf den das distale Ende des Behandlungsadapters einwirkt.
33. Vorrichtung nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, daß die Steifheit-Erfassungseinrichtung einen Tastsensor einschließt, der einen Dehnungsmeßstreifen zum Erfassen der Dehnungsrate des distalen Endes des Behandlungsadapters für die Ermittlung der Steifigkeit des Gegenstands oder einen Ultraschallwandler zum Erfassen einer Frequenzverschiebung der empfangenen Ultraschall-

wellen zur Ermittlung der Steifigkeit aufweist.

34. Vorrichtung nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß der Behandlungsadapter ein diathermischer Behandlungsadapter ist, dessen Ende mit einer Elektrode versehen ist, durch die zum Resezieren von Gewebe ein Hochfrequenzstrom fließt, und daß die Steuerschaltung den Ausgang einer Stromversorgungseinheit steuert, um den diathermischen Behandlungsadapter entsprechend dem Ausgangssignal der Steifheit-Erfassungsschaltung mit Strom zu versorgen.
35. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung ein System ist, das auf einen Behandlungsadapter z. B. zur Durchführung einer Resektion gerichtet ist, und daß die Erfassungseinrichtung eine Widerstandserfassungseinrichtung zum Erfassen des Widerstands einer superelastischen Legierung einschließt, die das distale Ende des Behandlungsadapters ausbildet und auf ein Ausgangssignal der Widerstandserfassungseinrichtung zur Erfassung der Steifigkeit des Gegenstands zugreift, auf den das distale Ende einwirkt.
36. Vorrichtung nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit die Betätigungseinheit bildet, um die Bewegung eines Bewegungselements zum Bewegen des distalen Endes des Behandlungsadapters zu beschränken, falls das Ausgangssignal der Widerstands-Erfassungseinrichtung von einem bestimmten Wert abweicht.
37. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung ein System ist, das auf einen Laser gerichtet ist, der einen Laserstrahl auf den zu behandelnden Gegenstand ausrichtet, und daß die Erfassungseinrichtung mehrere Drucksensoren zum Erfassen der Richtung einschließt, in die der Laserstrahl zum Arbeitsabschnitt ausgesendet wird, und daß die Steuereinrichtung die Bedienung der Betätigungseinrichtung in der Richtung beschränkt, in die der Laserstrahl entsprechend dem Ausgangssignal des Drucksensors ausgesandt wird.
38. Vorrichtung nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung auf die Finger des die Betätigungseinheit bedienenden Chirurgen aufgesetzt wird, um Fingerelemente zu betätigen, die die Bewegungen der Finger beschränken können.
39. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die medizinische Einrichtung ein System ist, das auf ein elektrisches diathermisches Skalpell zum Resezieren eines Bereichs gerichtet ist, der in Kontakt mit der Sondenspitze steht, indem ein Hochfrequenzstrom in den Gegenstand fließt, und daß die Erfassungseinrichtung mehrere Drucksensoren zum Erfassen der Bewegung der Sondenspitze einschließt und die Bedienung der Betätigungseinheit in dieser Bewegungsrichtung entsprechend dem Ausgangssignal der Drucksensoren beschränkt.

Hierzu 35 Seite(n) Zeichnungen

— Leerseite —

**FIG. 1**

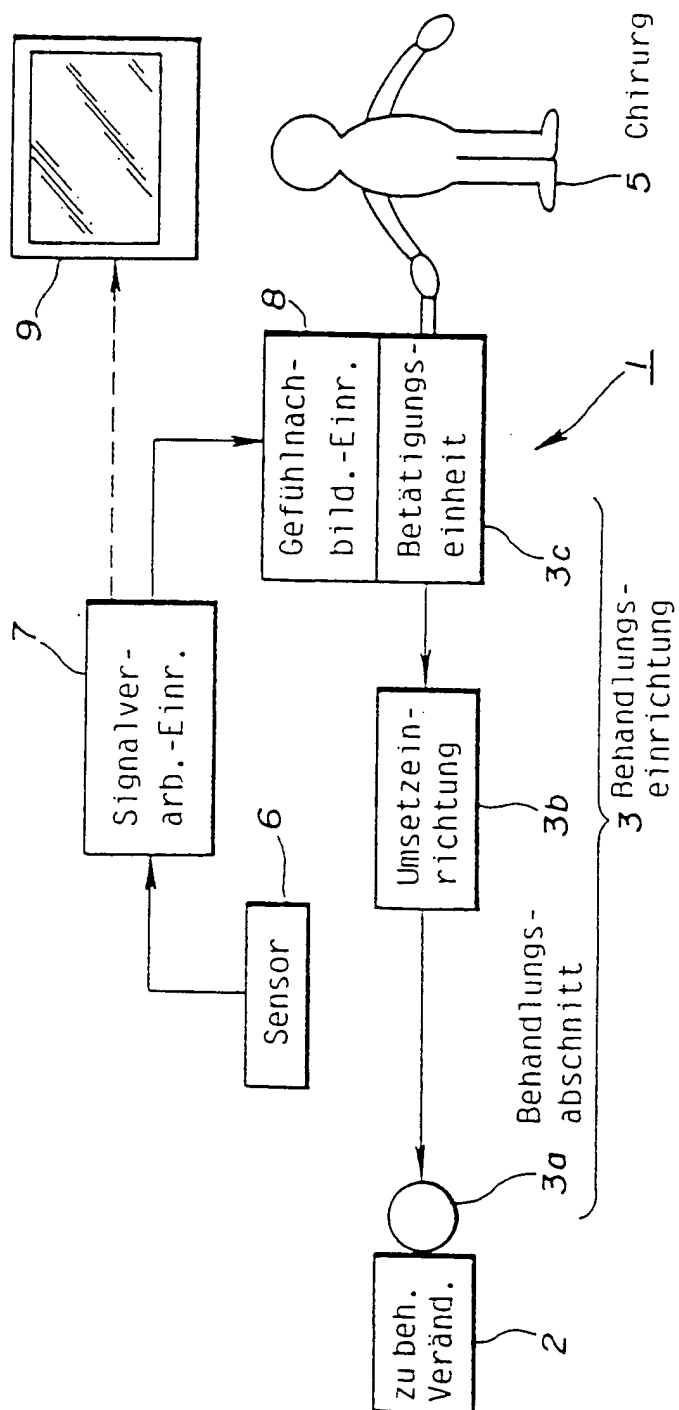


FIG.2

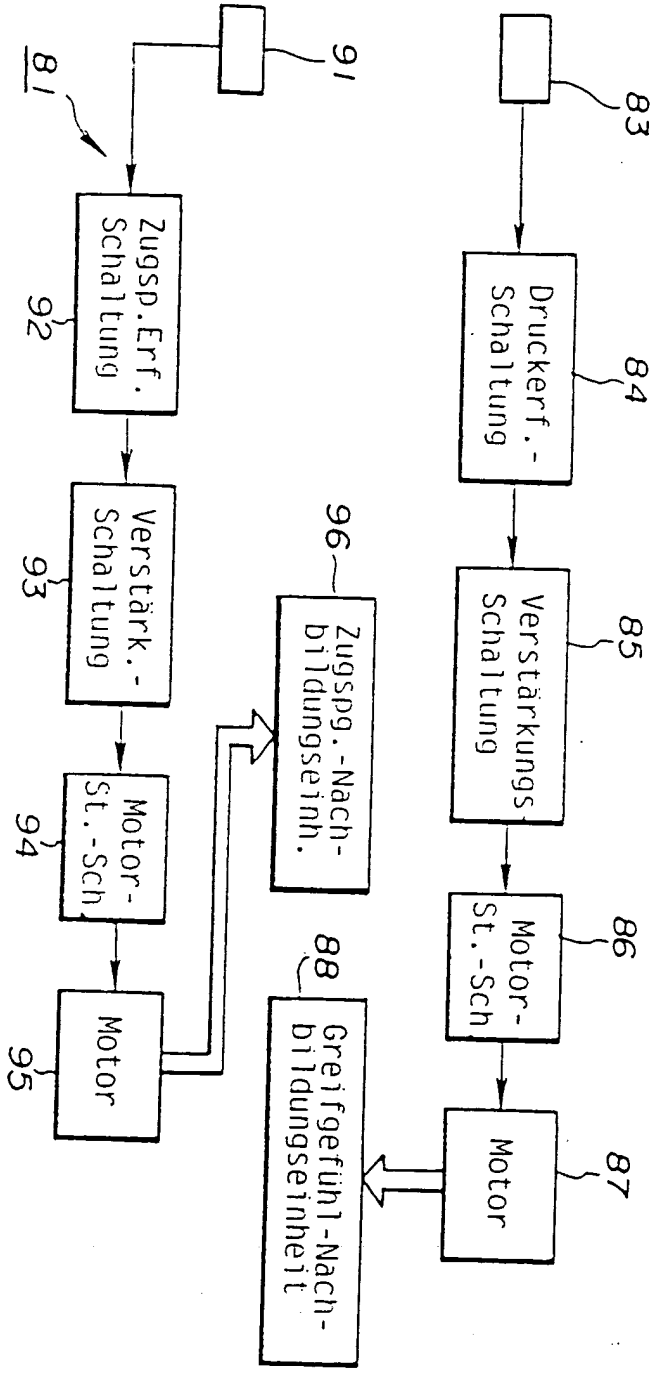


FIG. 3

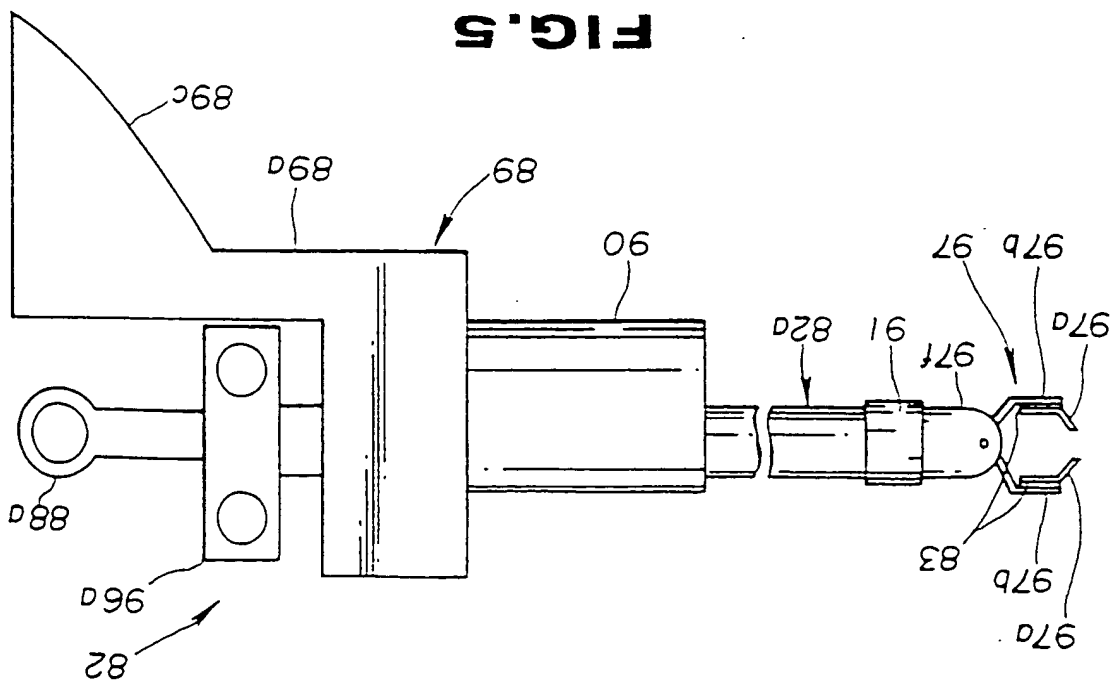


FIG. 5

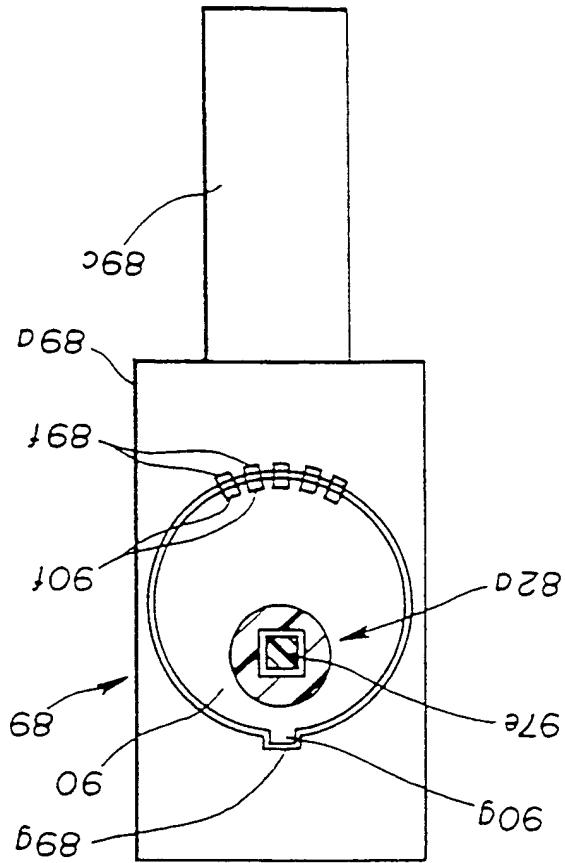
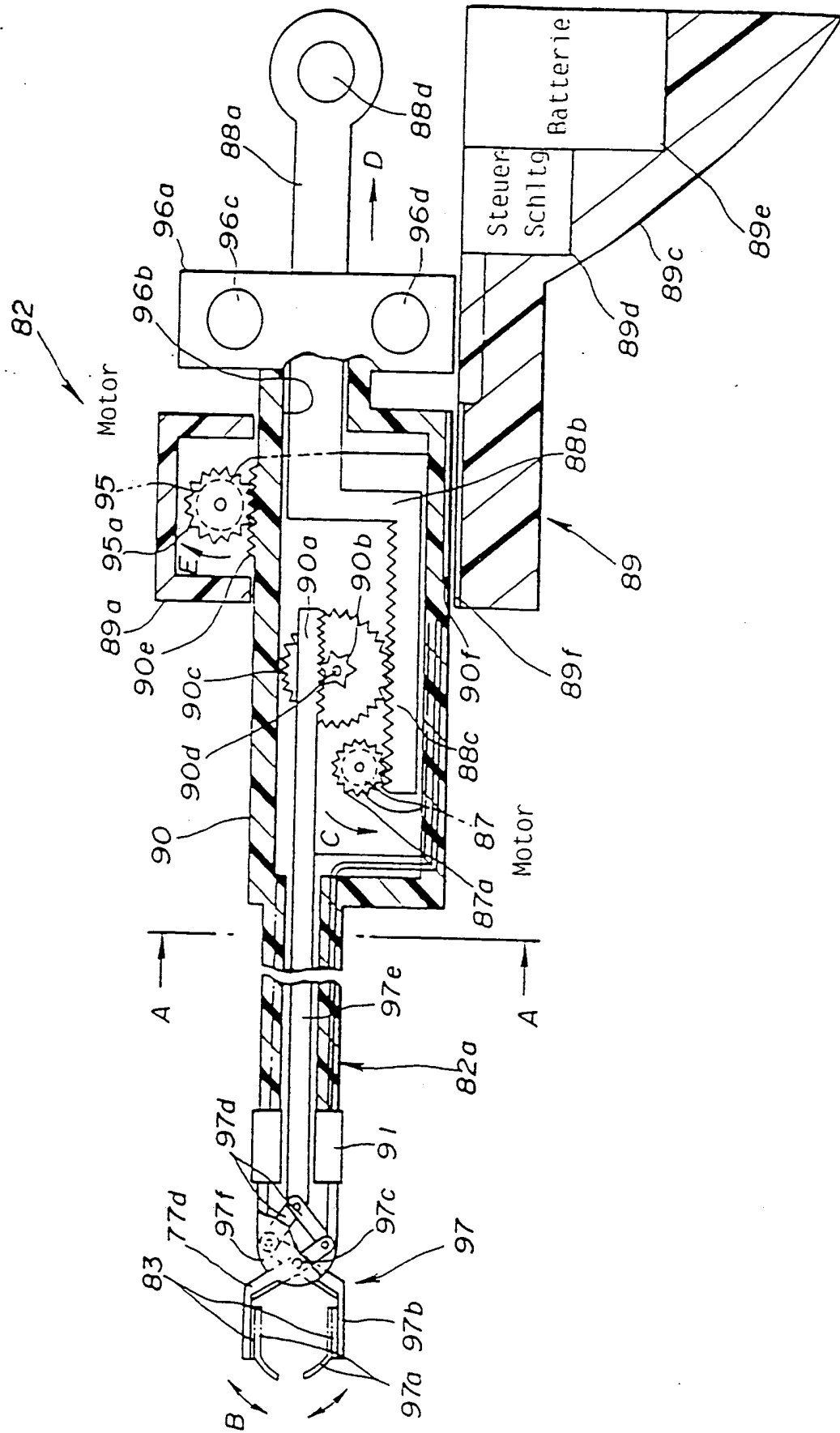
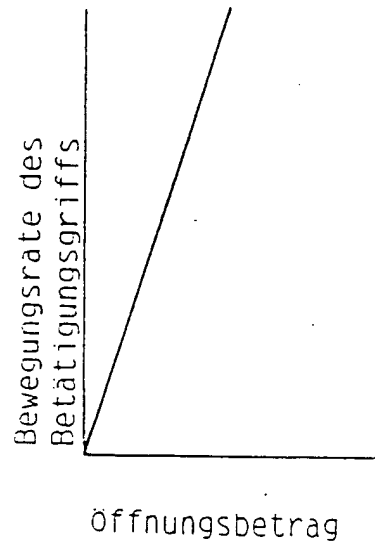


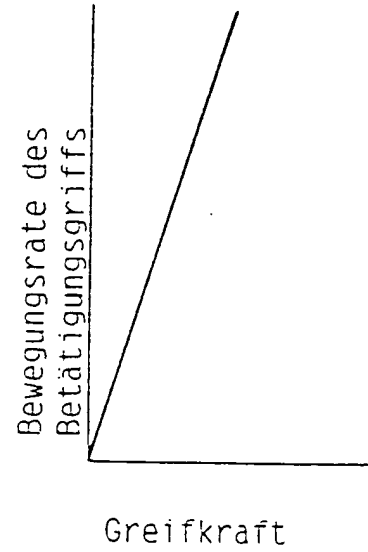
FIG. 4



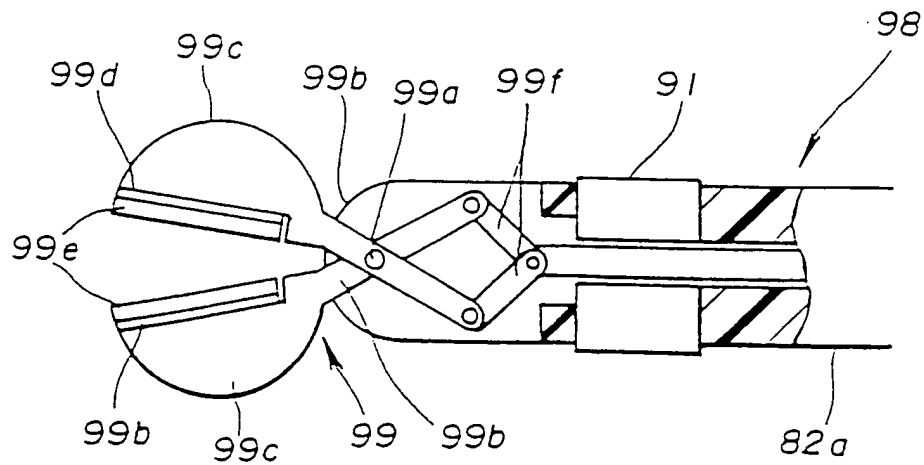
**FIG. 6a**



**FIG. 6b**



**FIG. 7**



**Fig. 8**

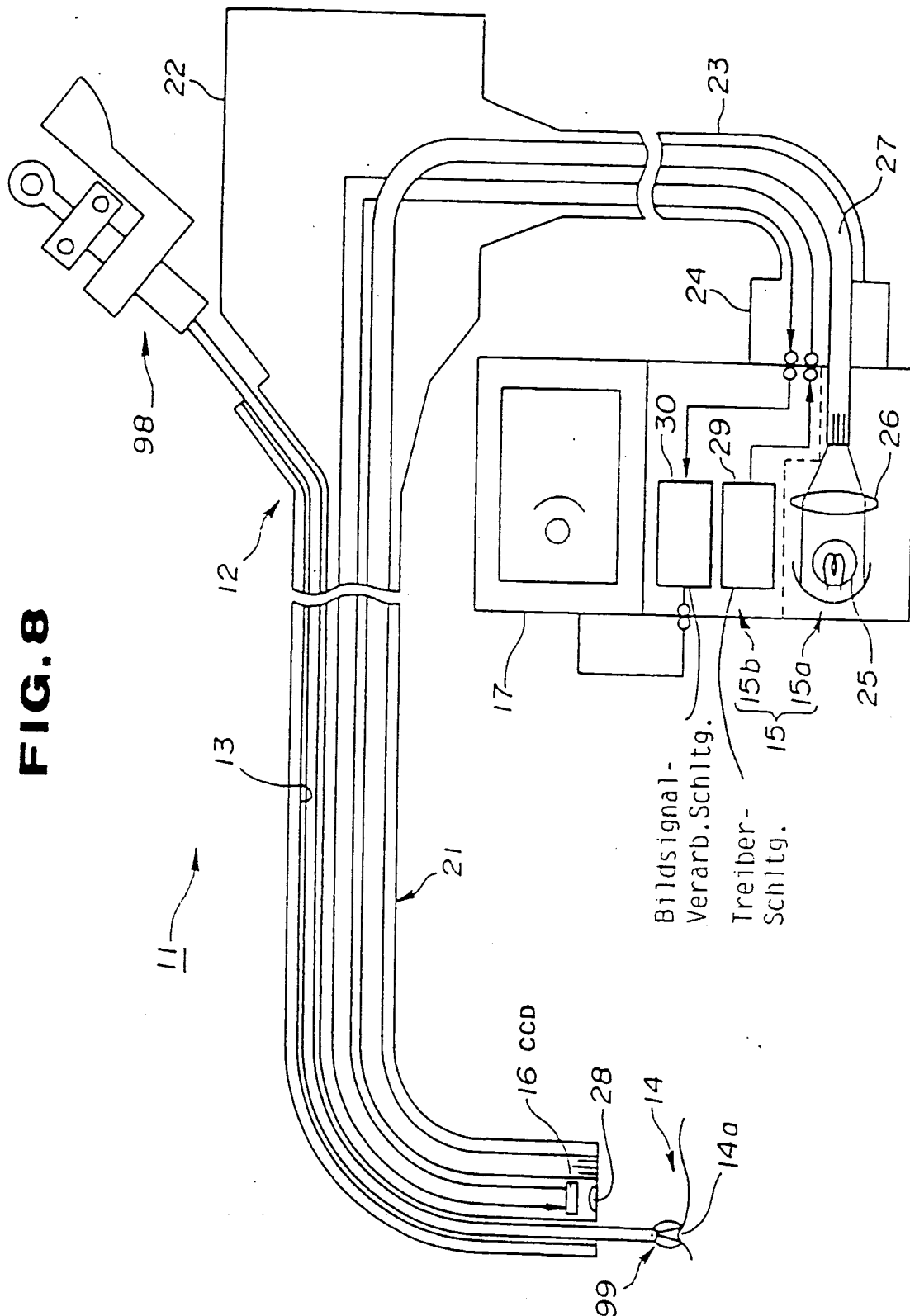




FIG. 10

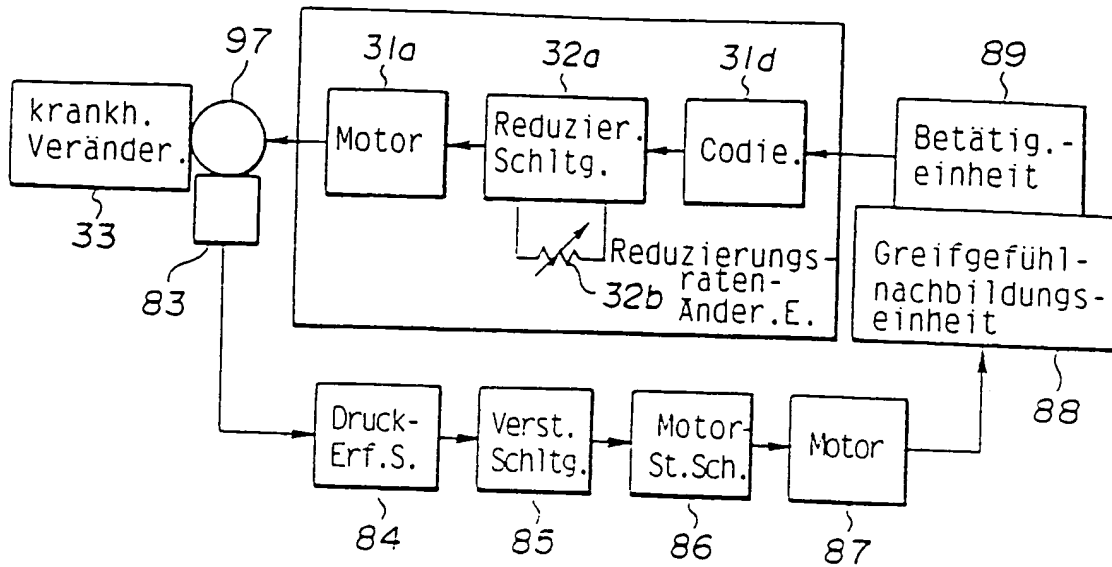
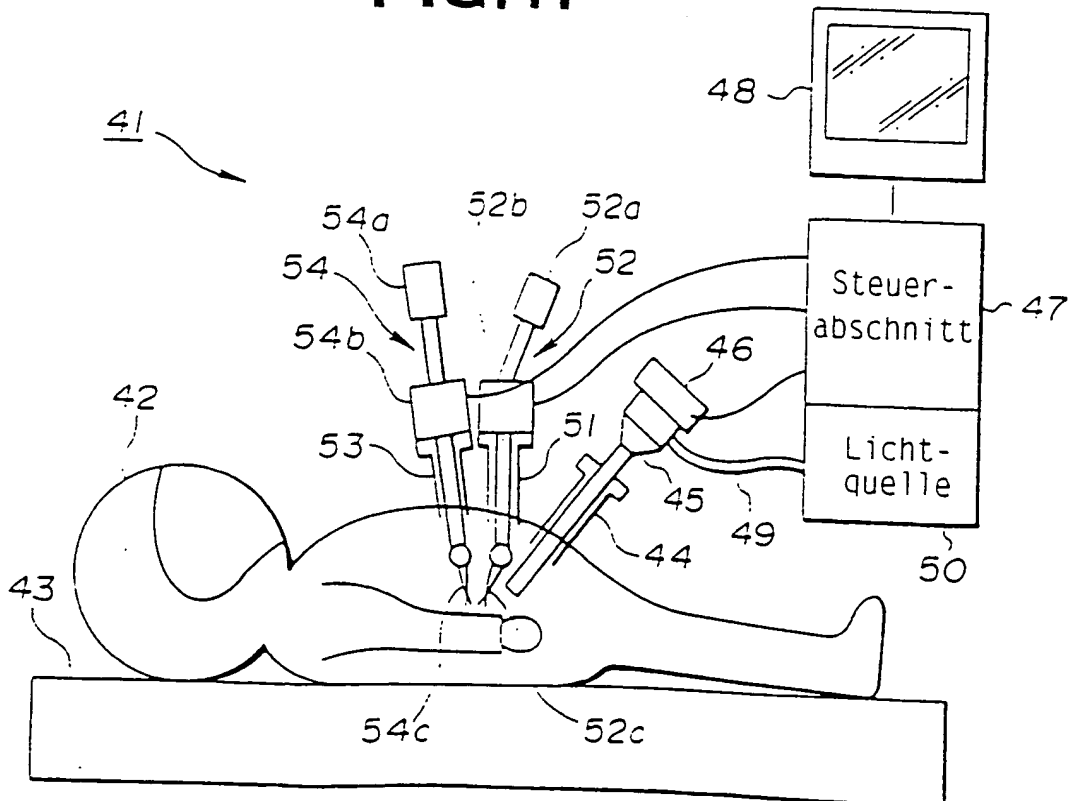
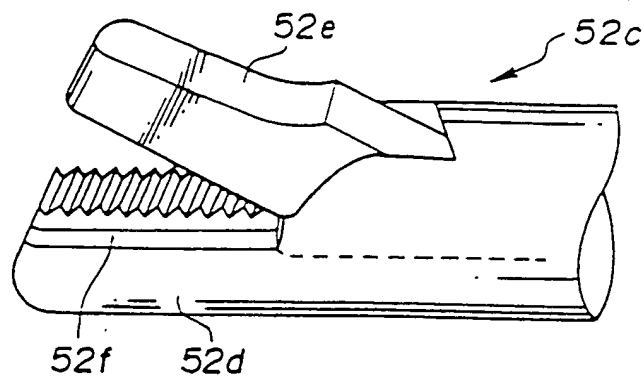


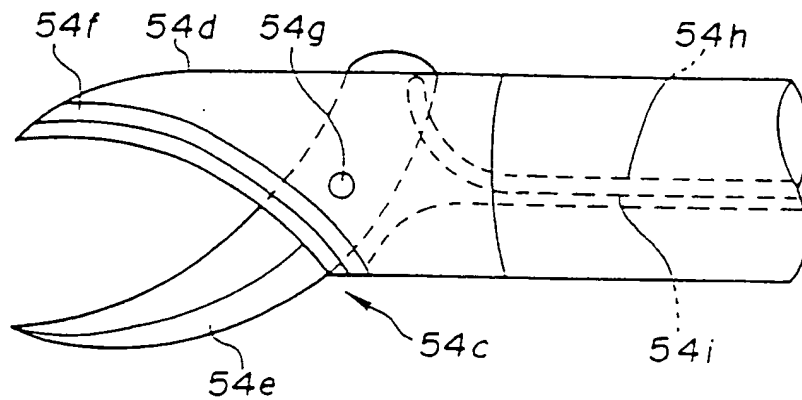
FIG. 11



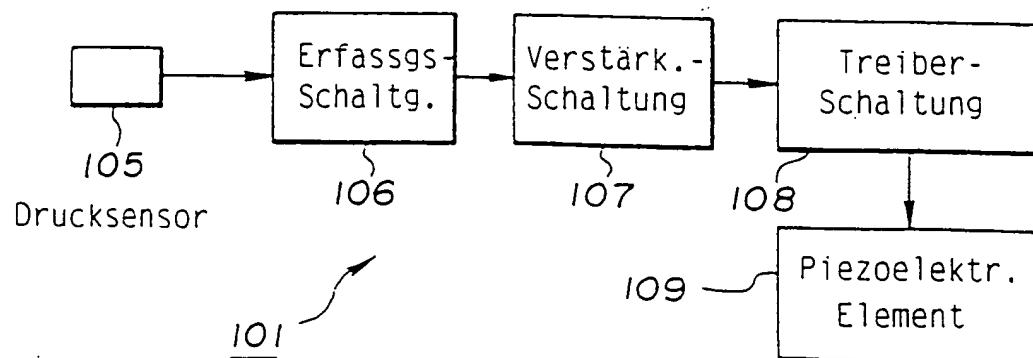
**FIG.12a**



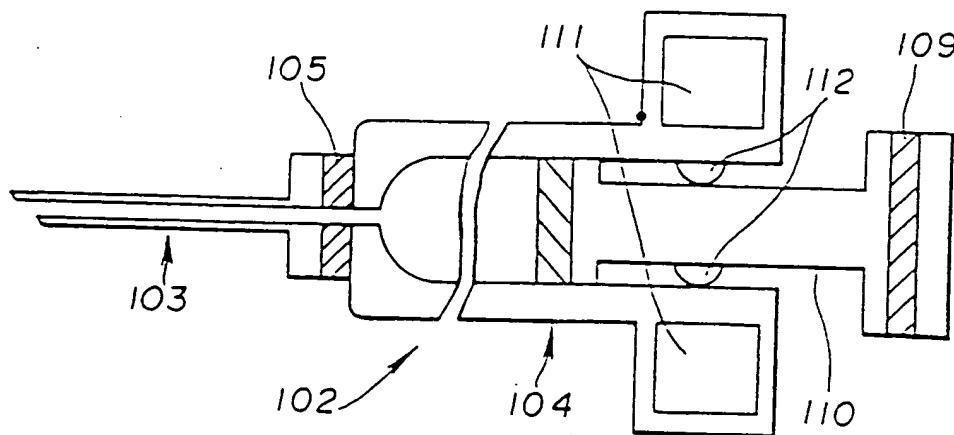
**FIG.12b**



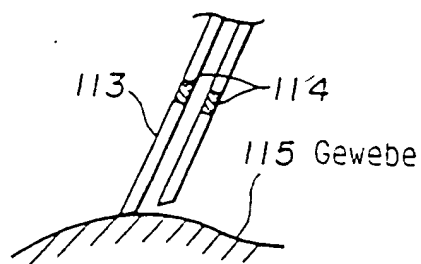
**FIG.13**



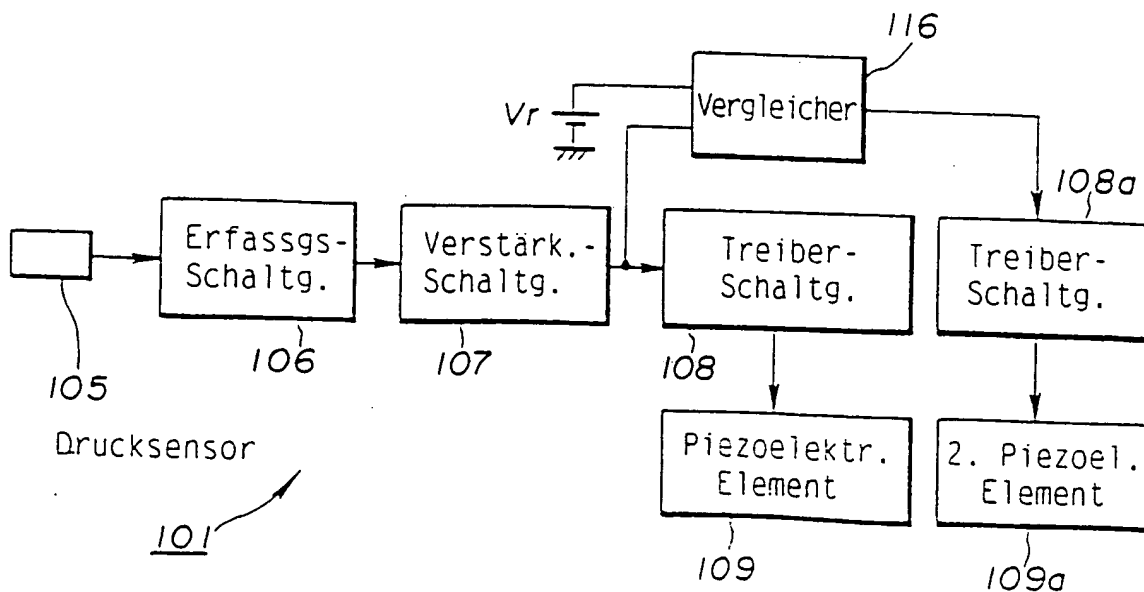
**FIG.14**



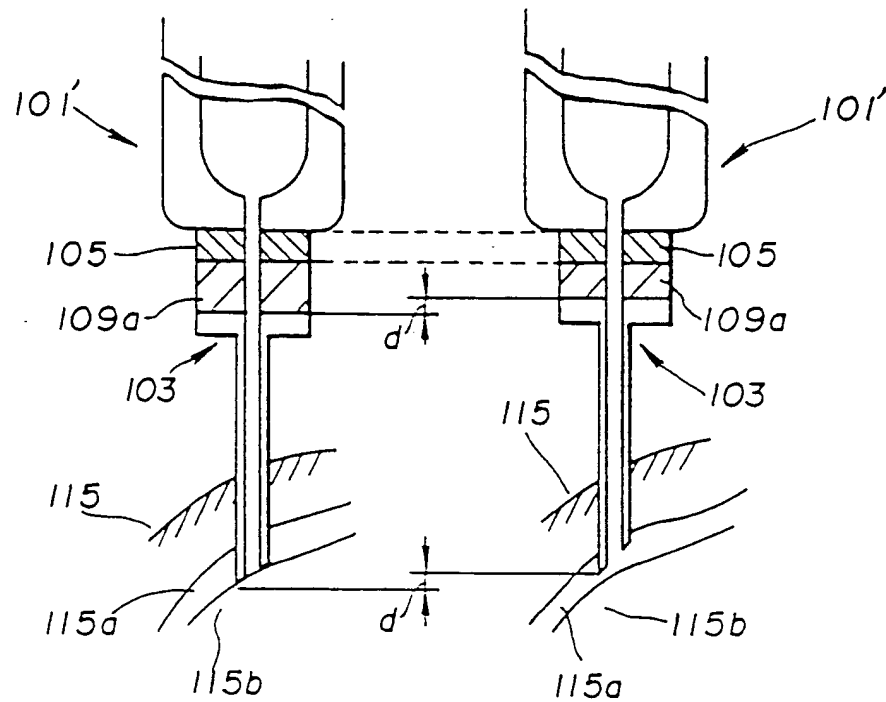
**FIG.15**



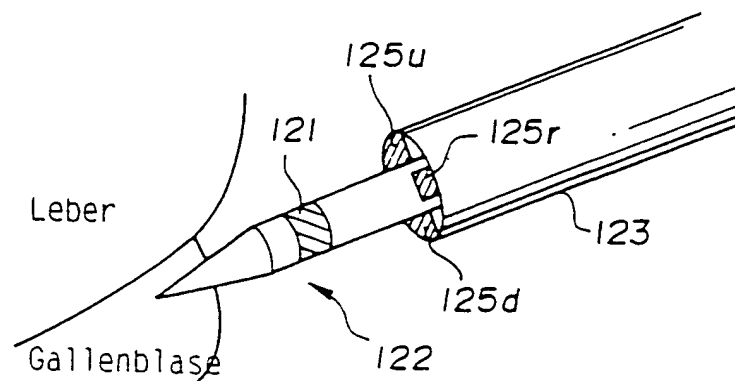
**FIG.16**



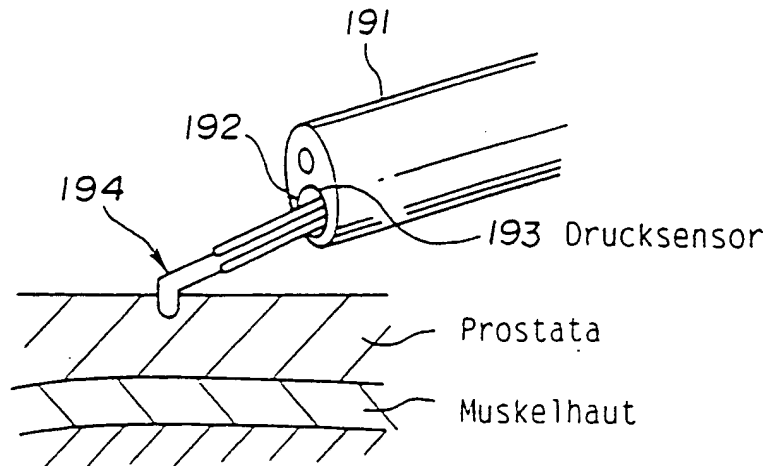
**FIG.17a**      **FIG.17b**



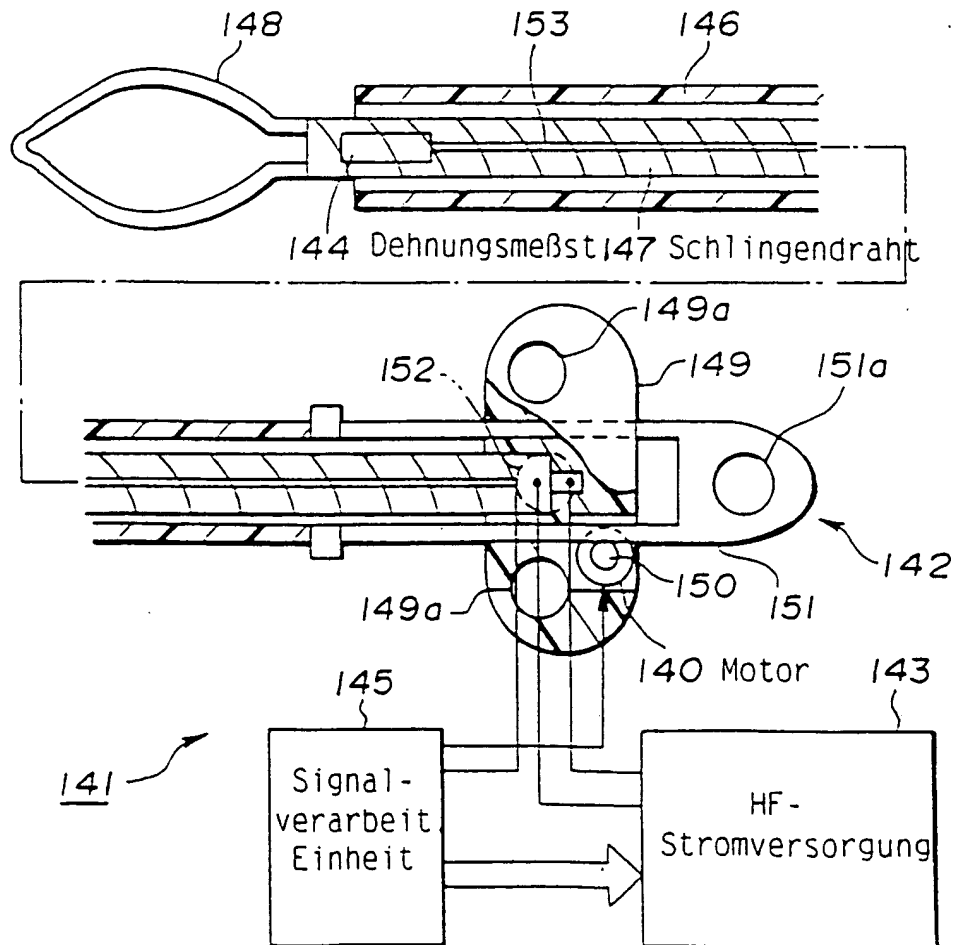
**FIG. 18**



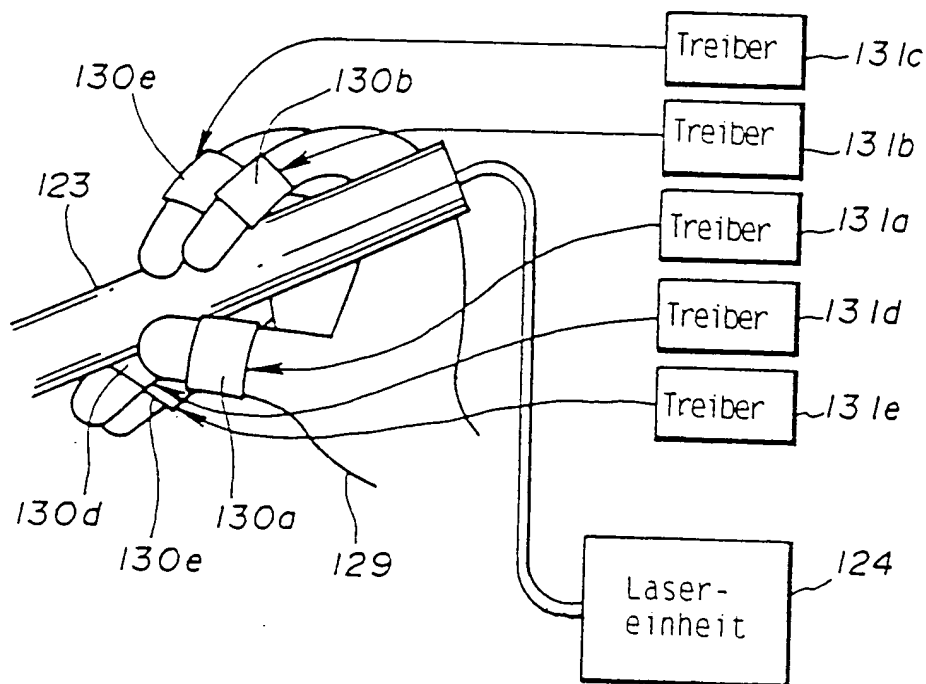
**FIG. 21**



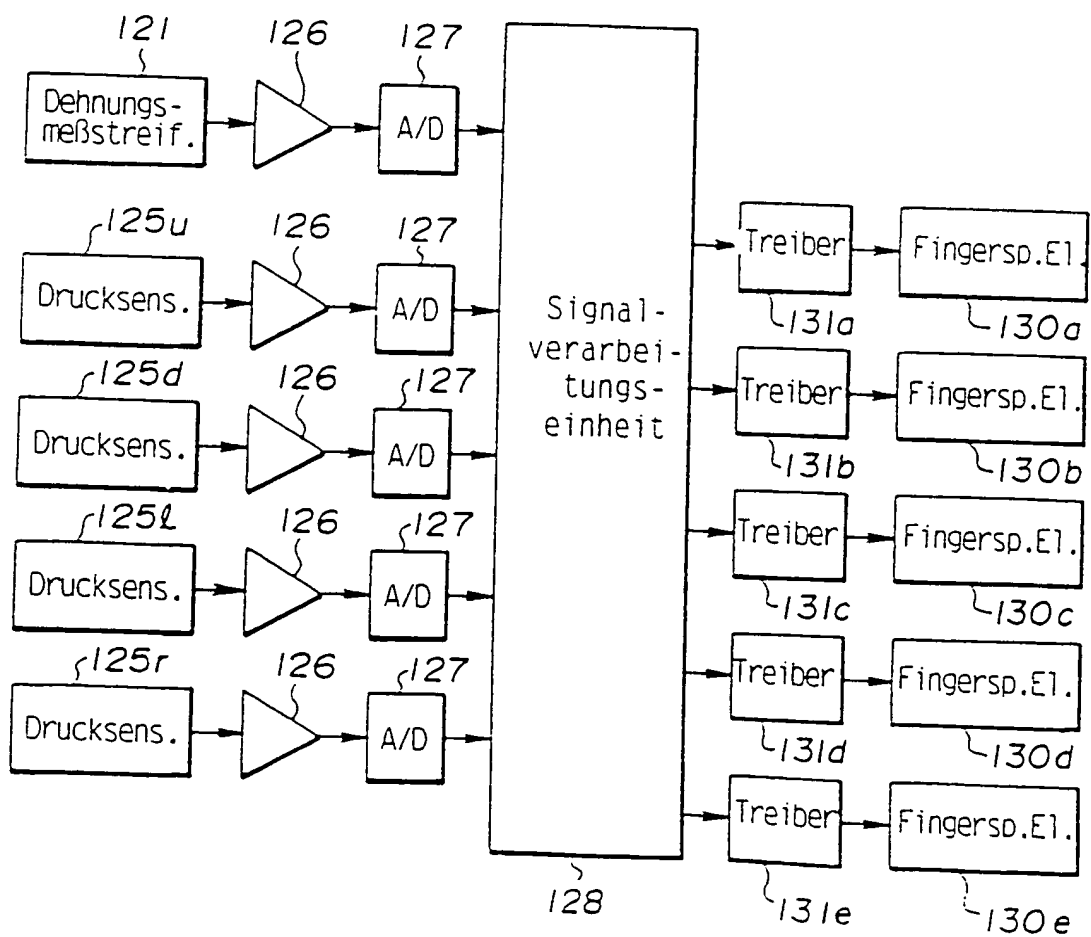
**FIG. 22**



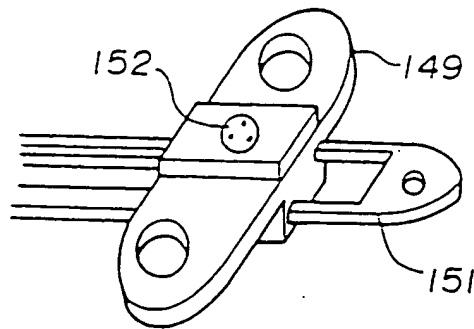
**FIG. 19**



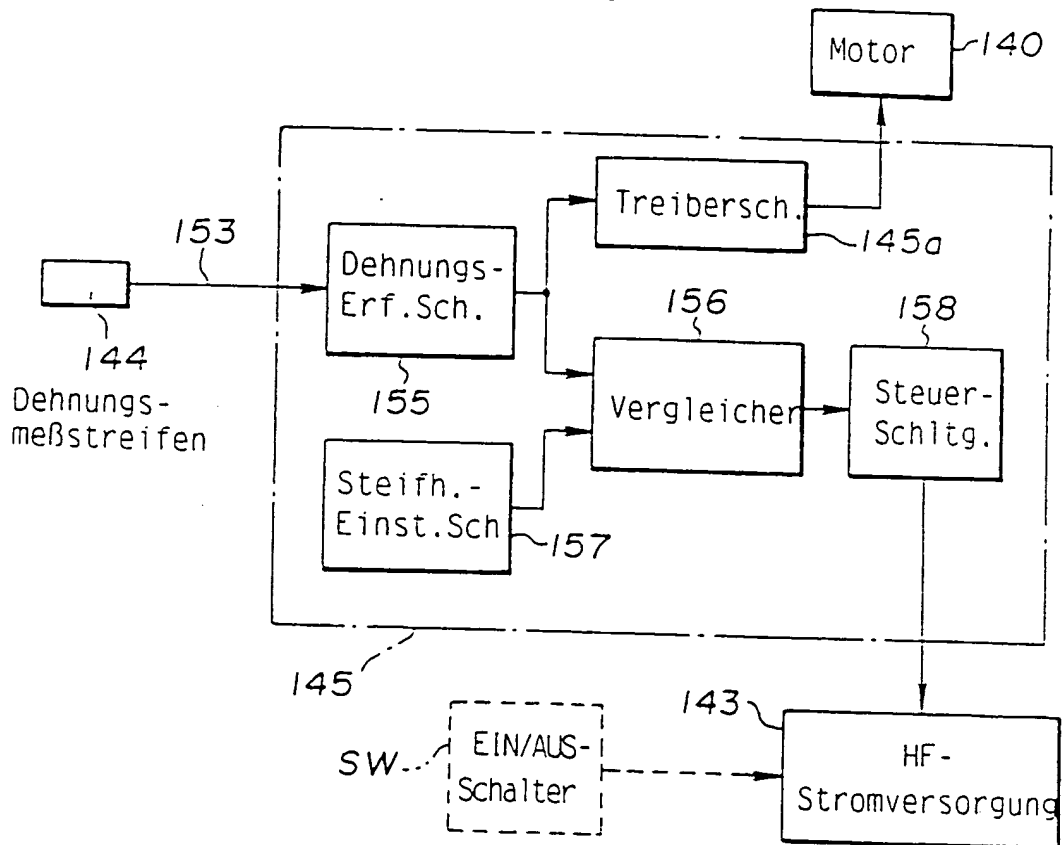
**FIG. 20**



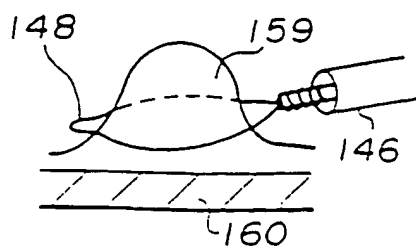
**FIG. 23**



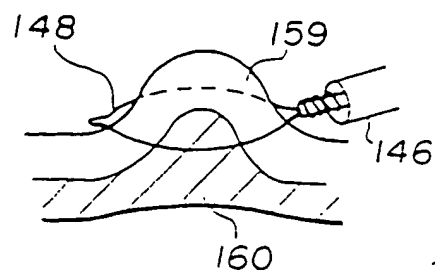
**FIG. 24**



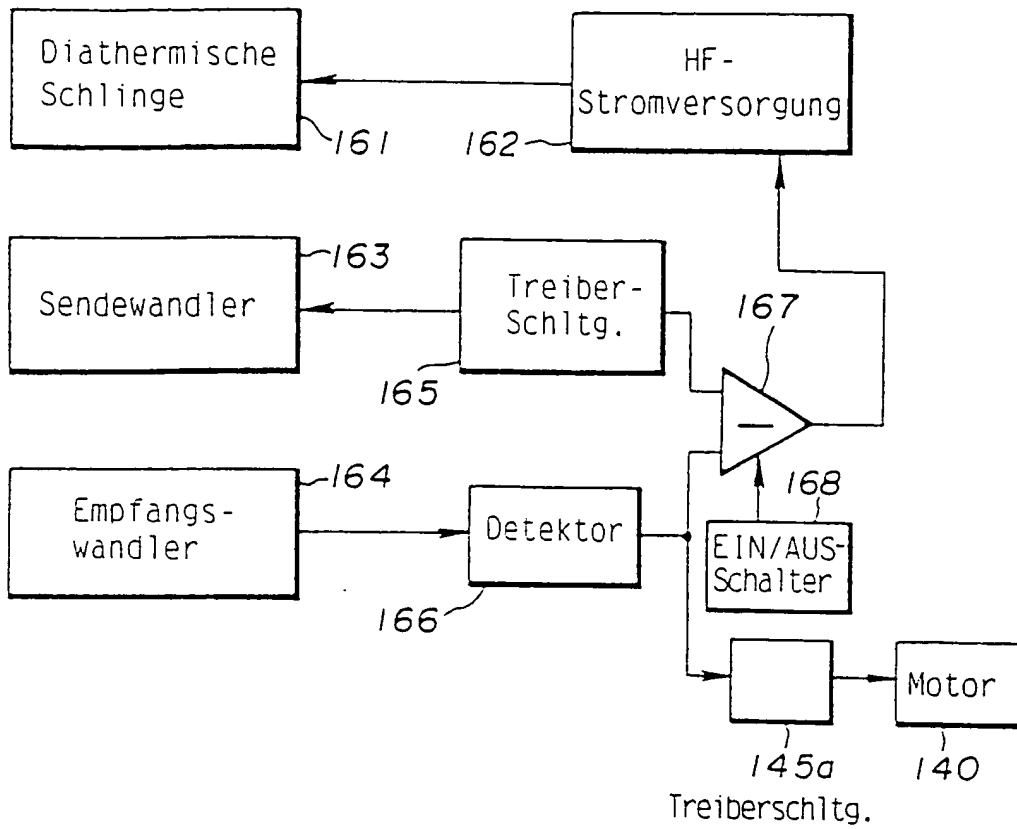
**FIG. 25a**



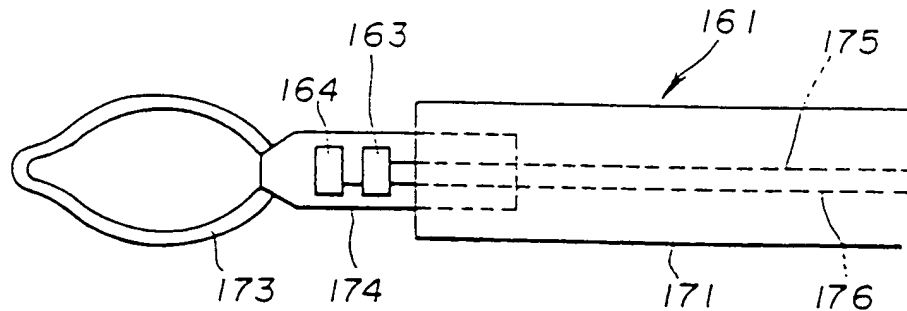
**FIG. 25b**



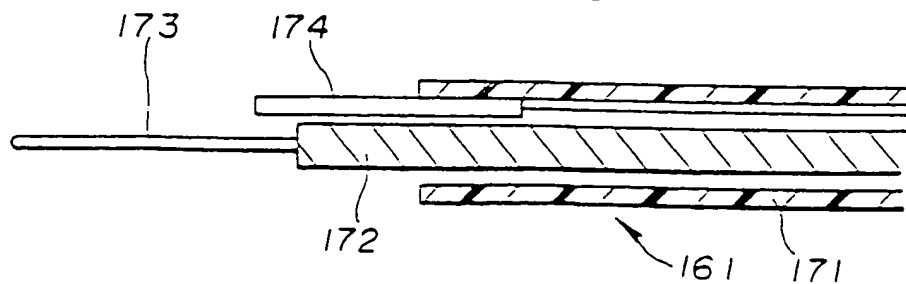
**FIG. 26**



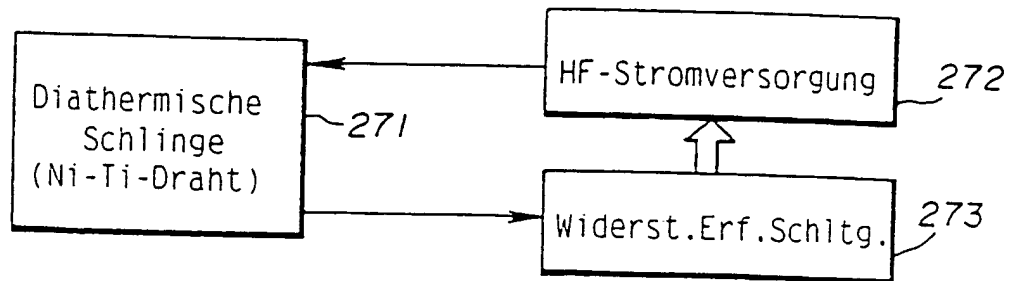
**FIG. 27**



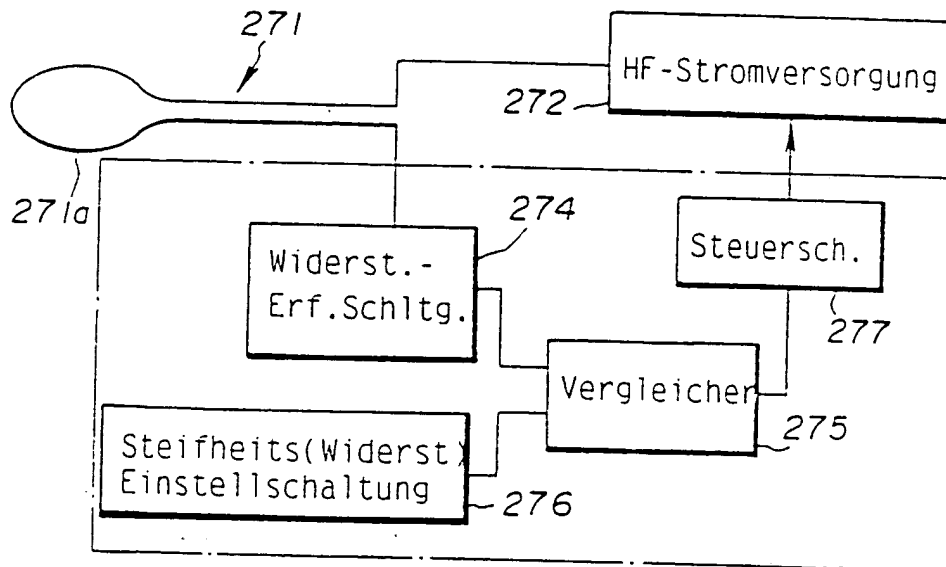
**FIG. 28**



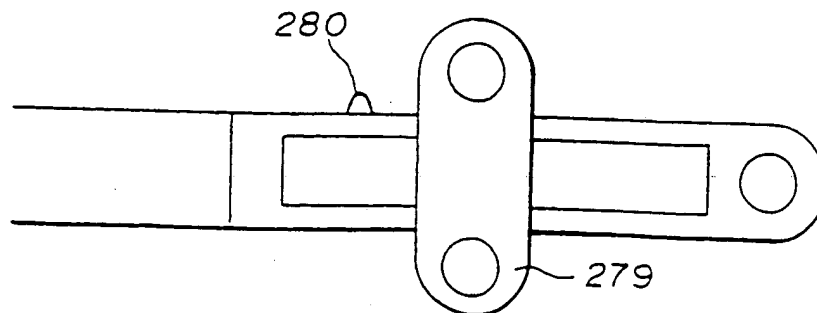
**FIG. 29**



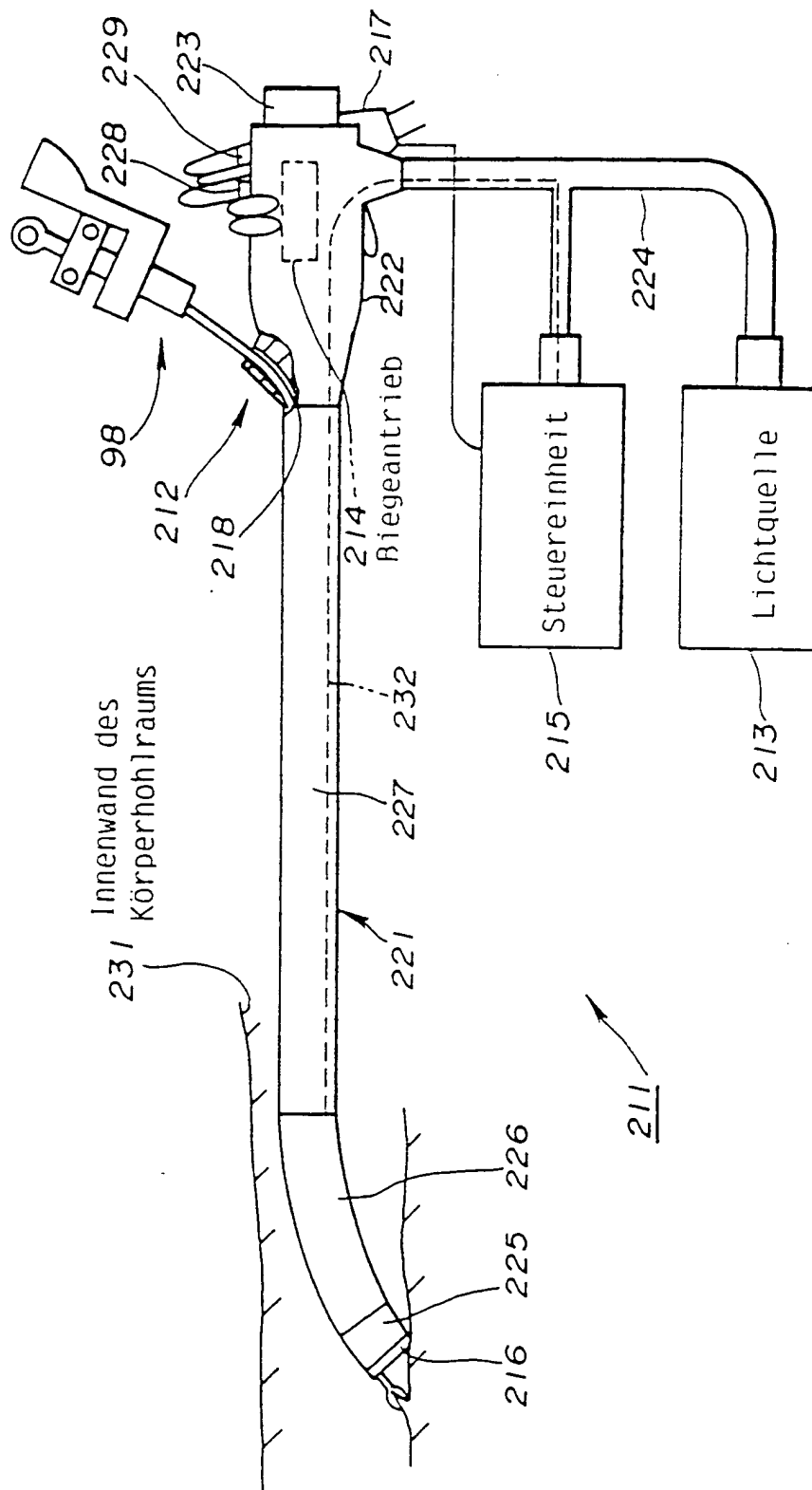
**FIG. 30**



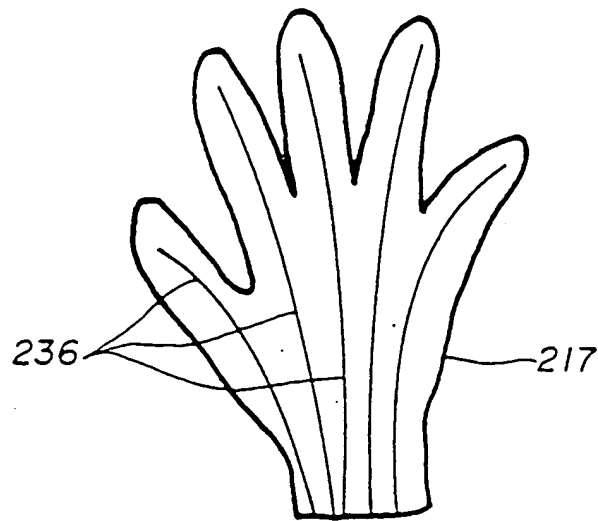
**FIG. 31**



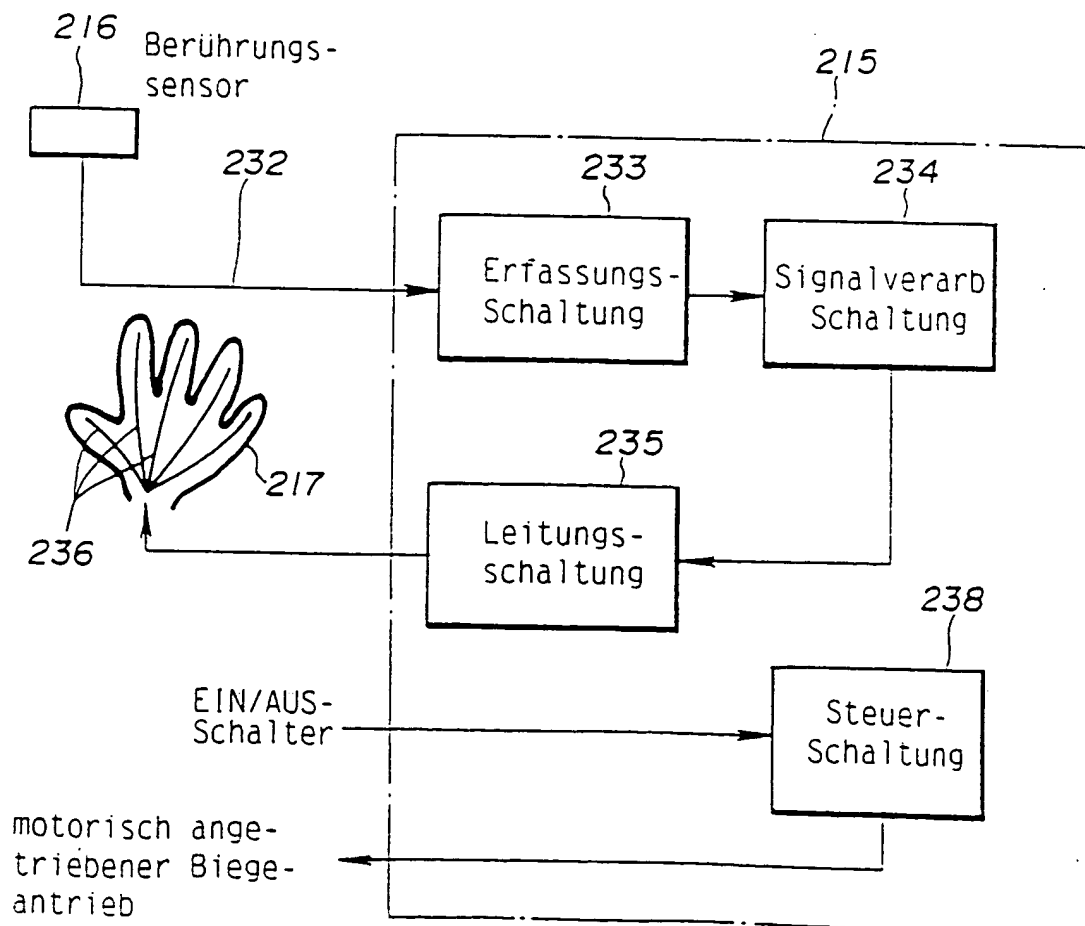
**FIG. 32**



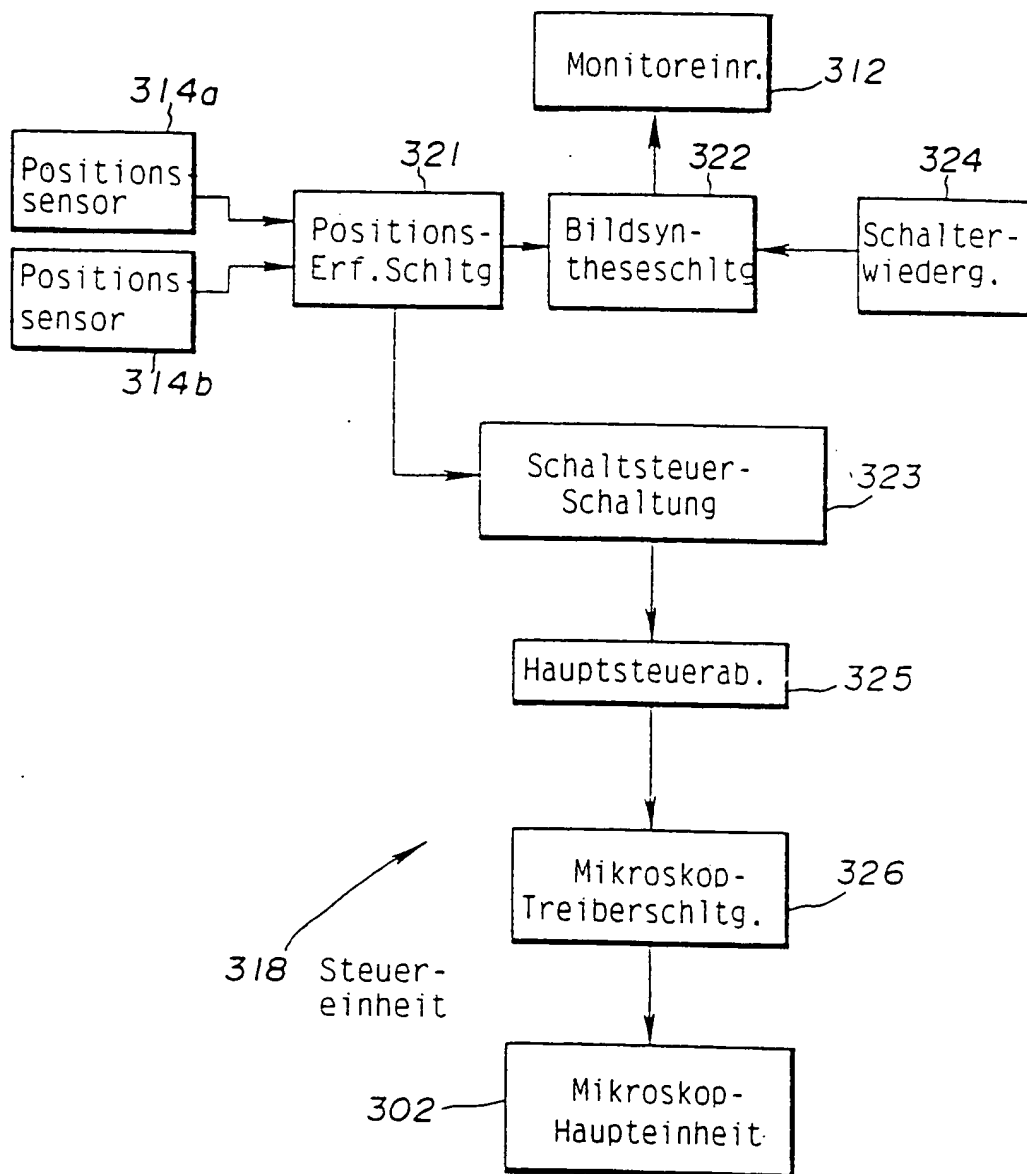
**FIG. 33**



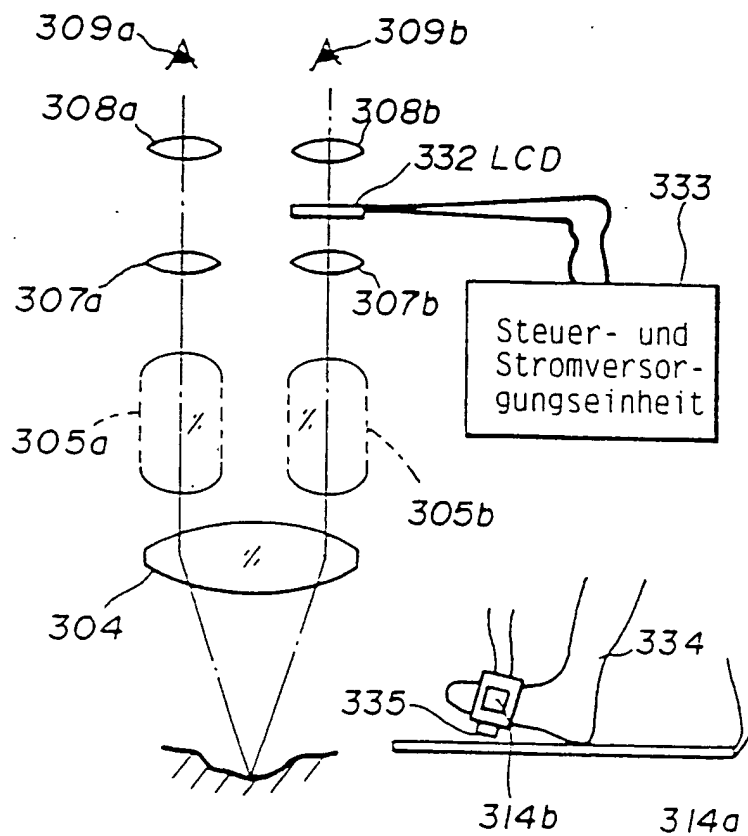
**FIG. 34**



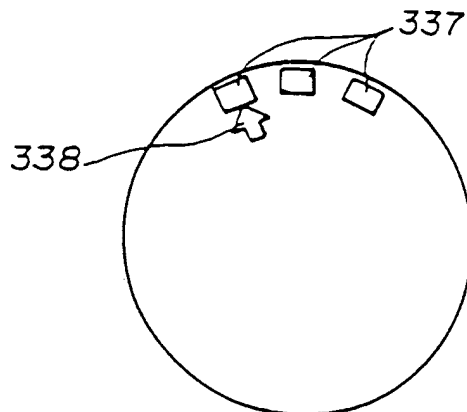
**FIG. 35**



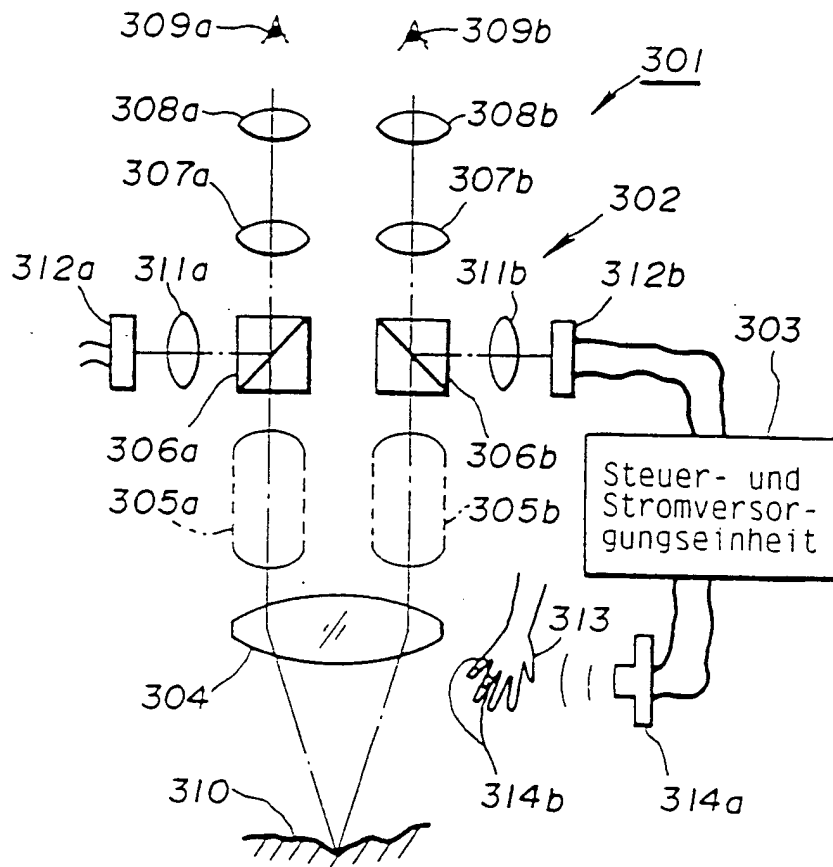
**FIG. 39**



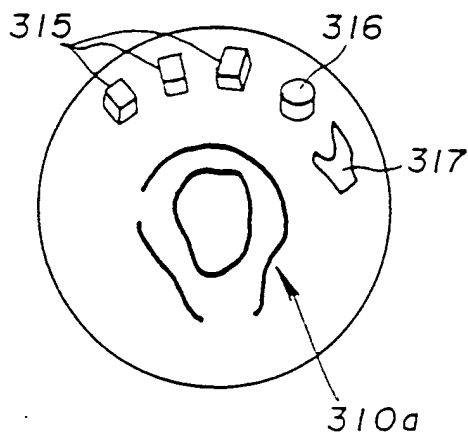
**FIG. 41**



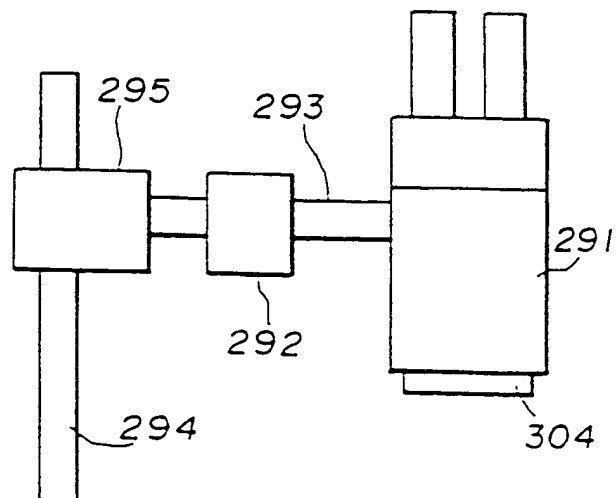
**FIG. 36**



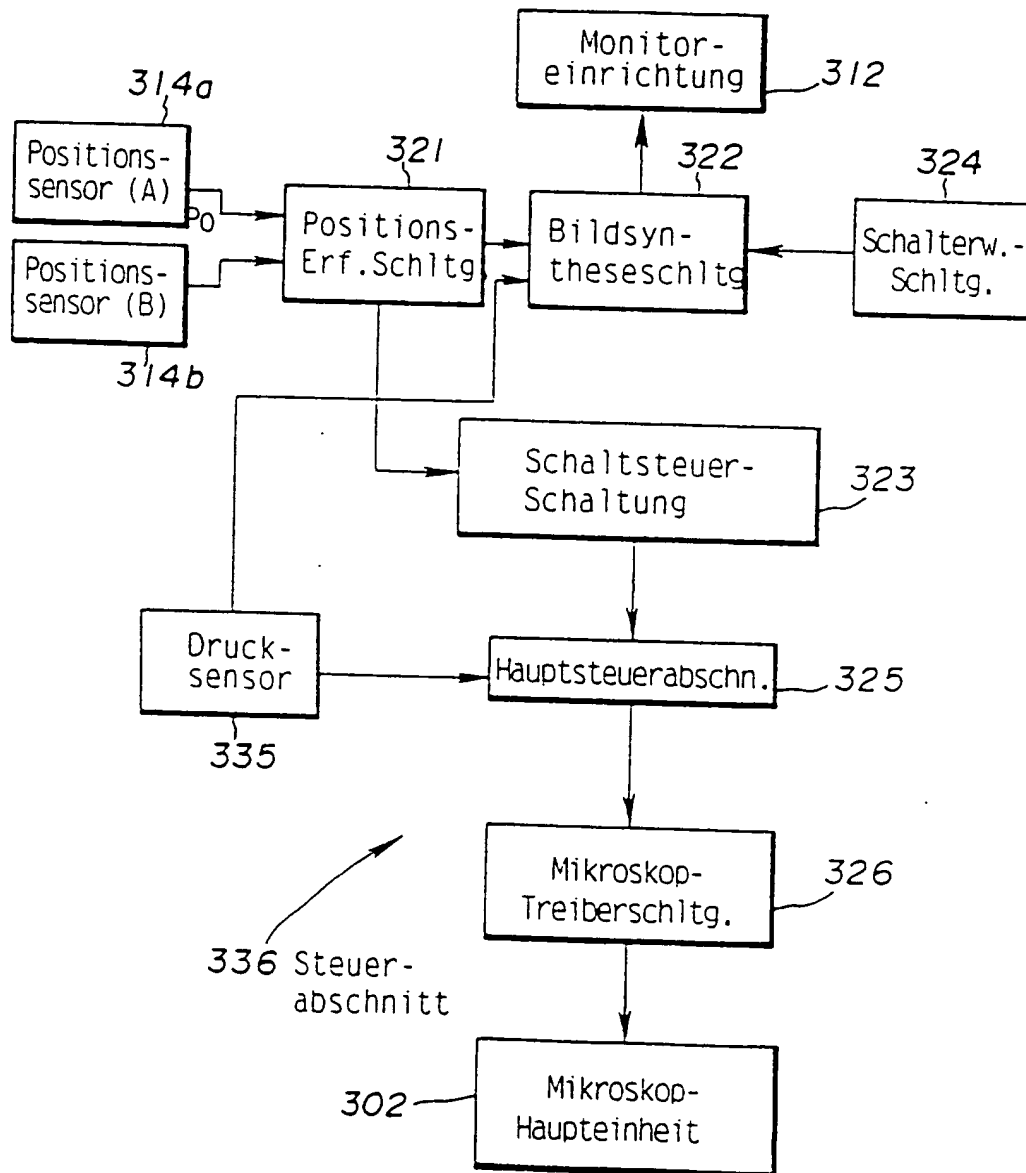
**FIG. 37**



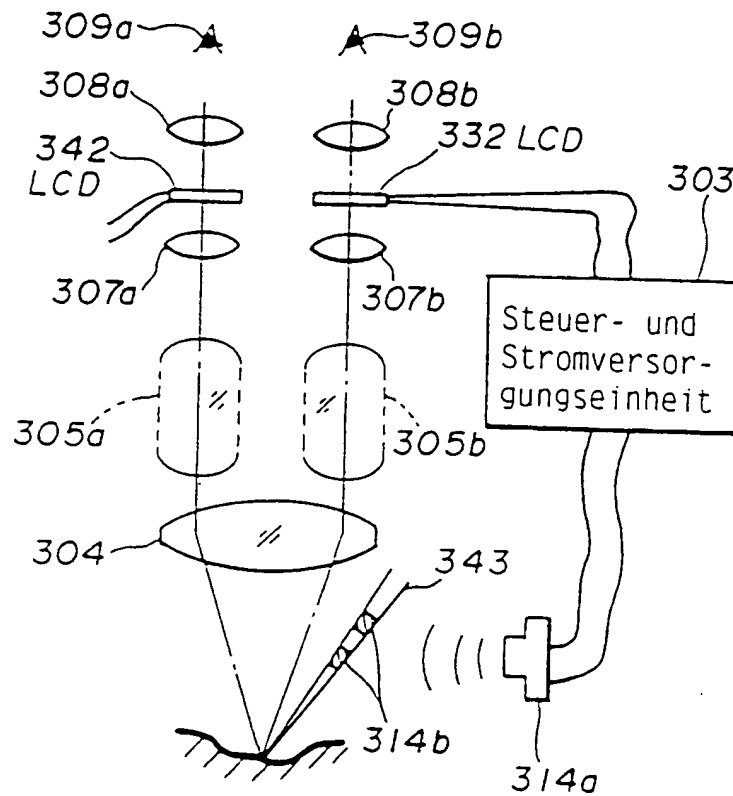
**FIG. 38**



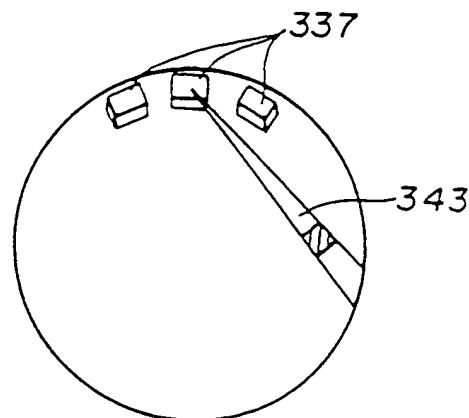
**FIG. 40**



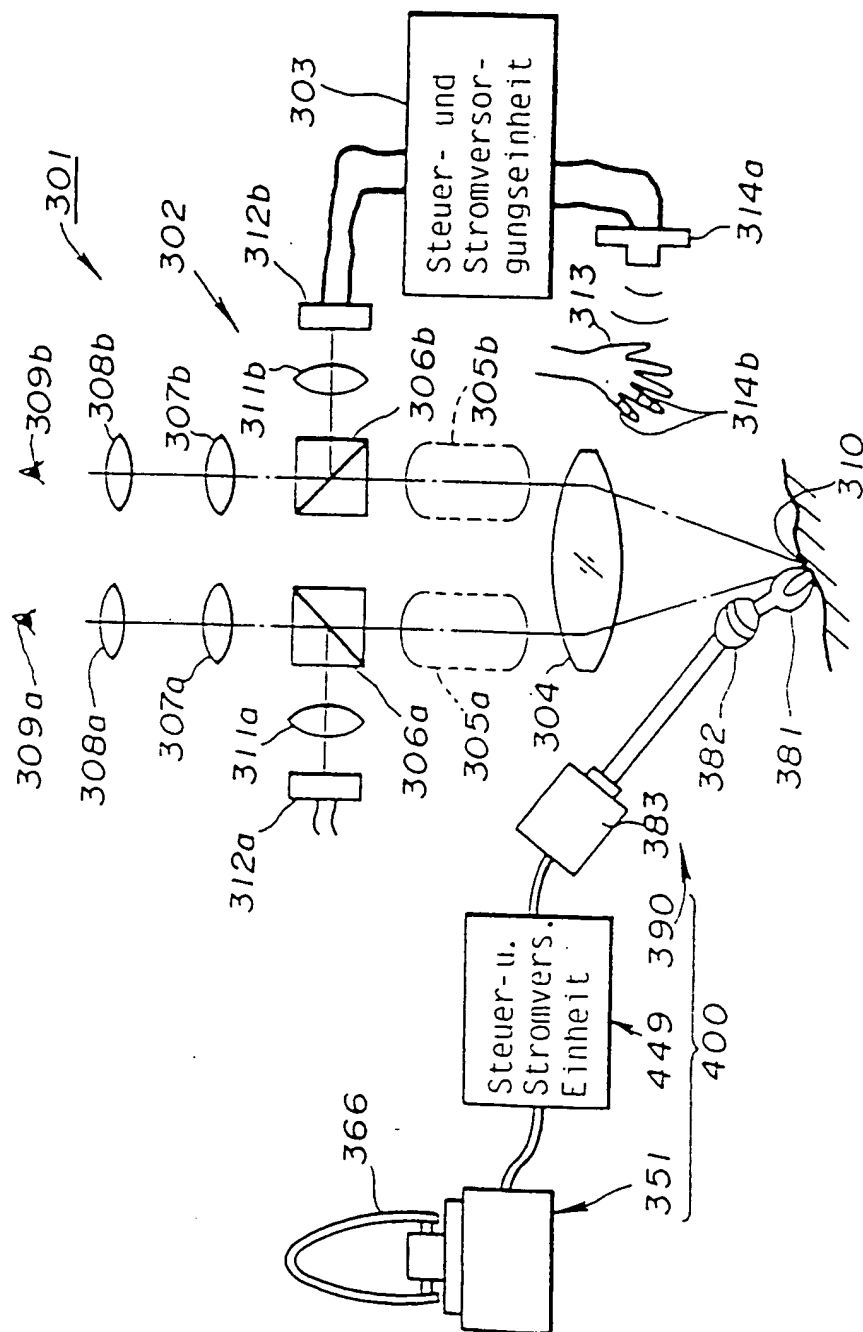
**FIG. 42**



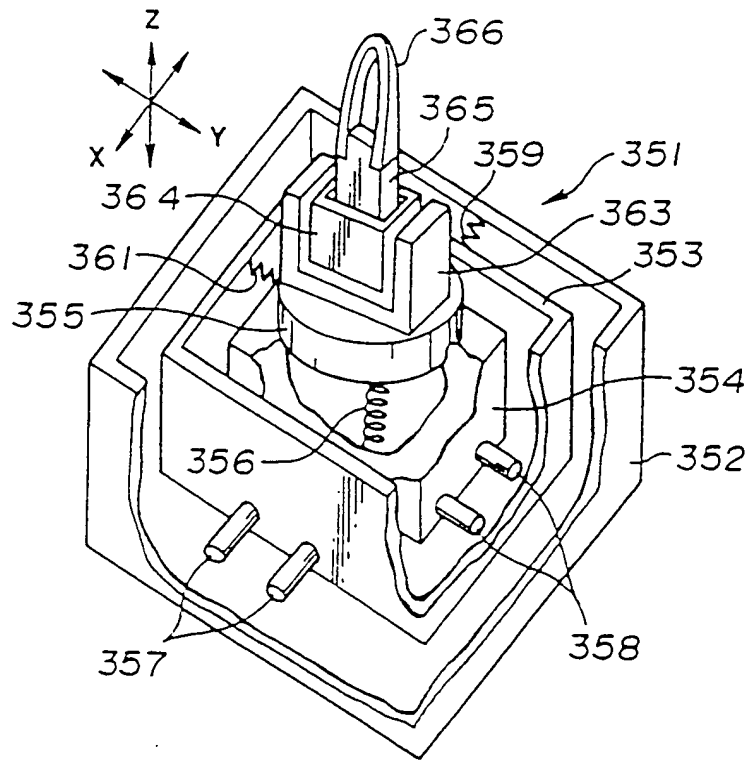
**FIG. 43**



**FIG. 44**



**FIG. 45**



**FIG. 46**

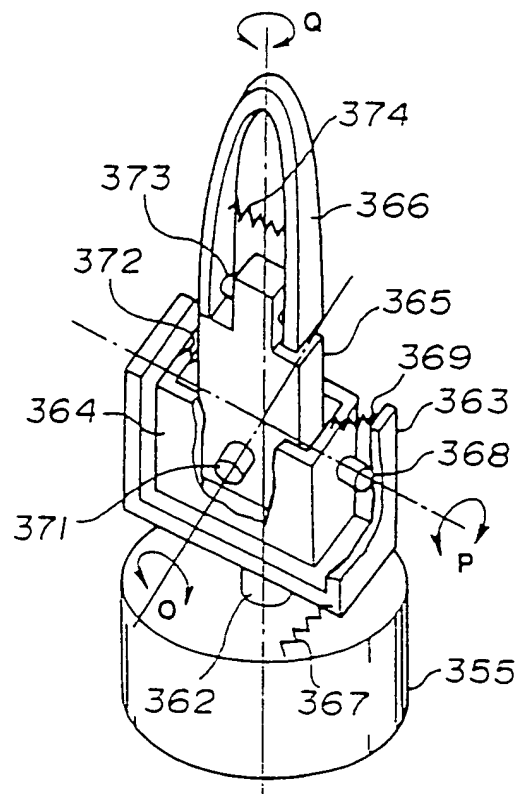
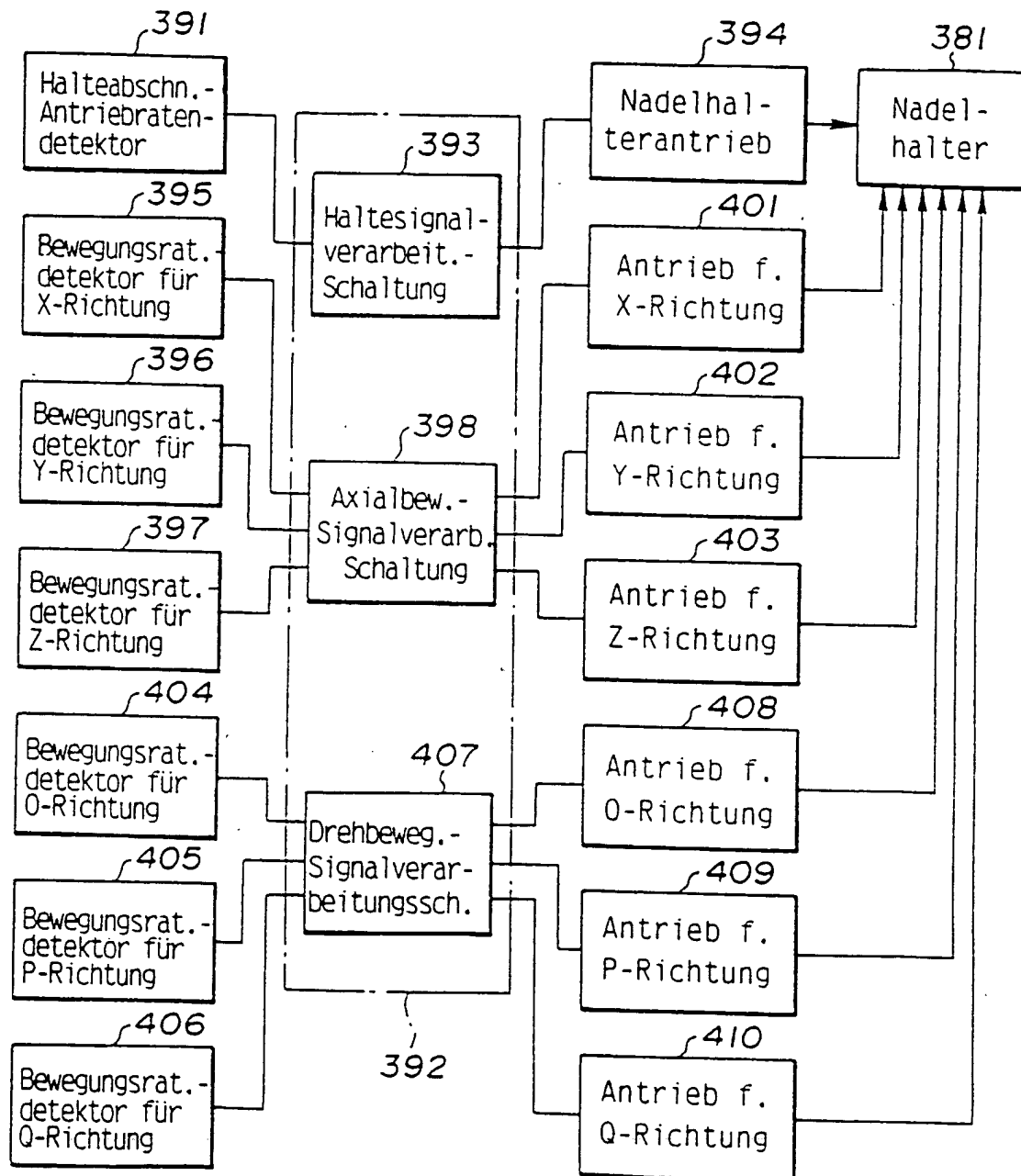
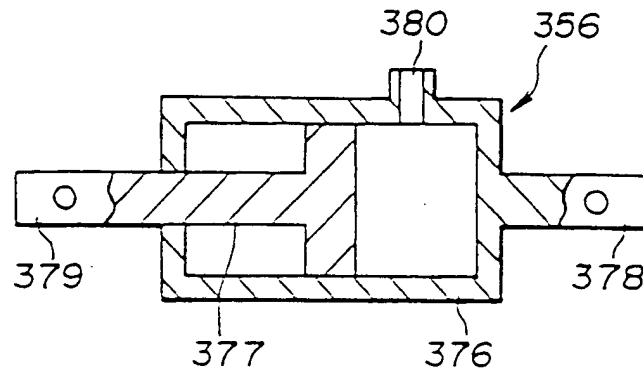


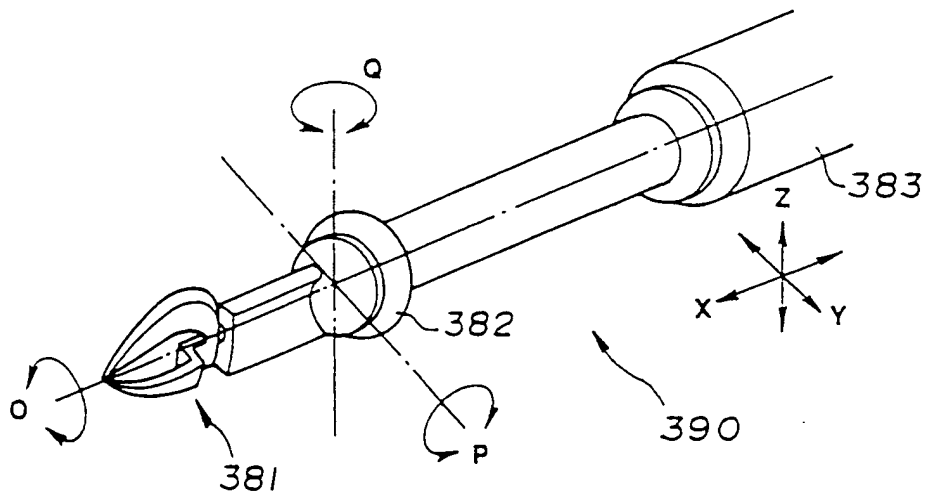
FIG. 49



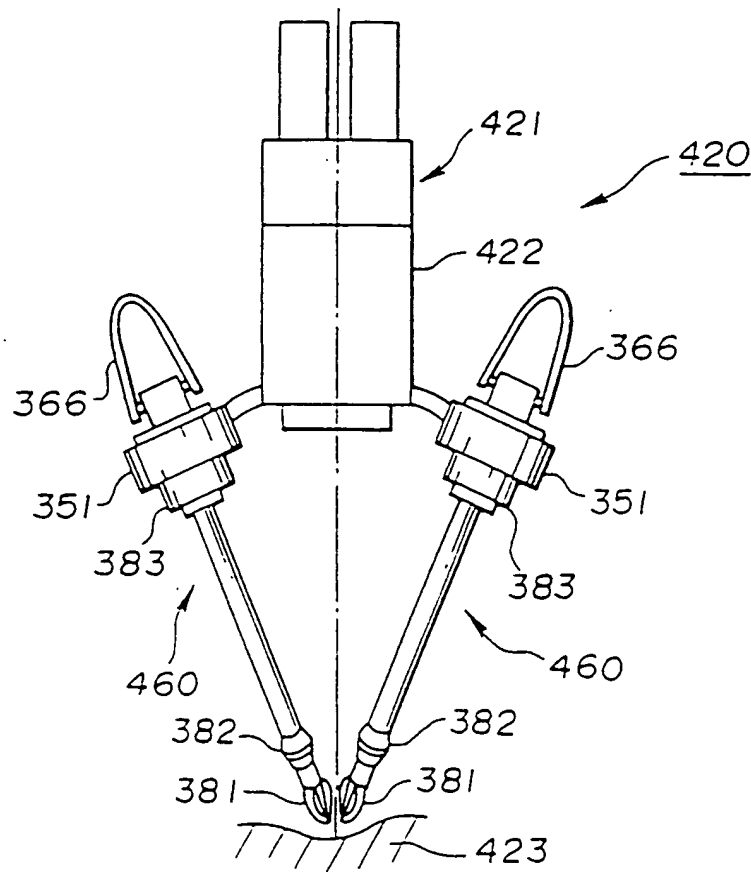
**FIG. 47**



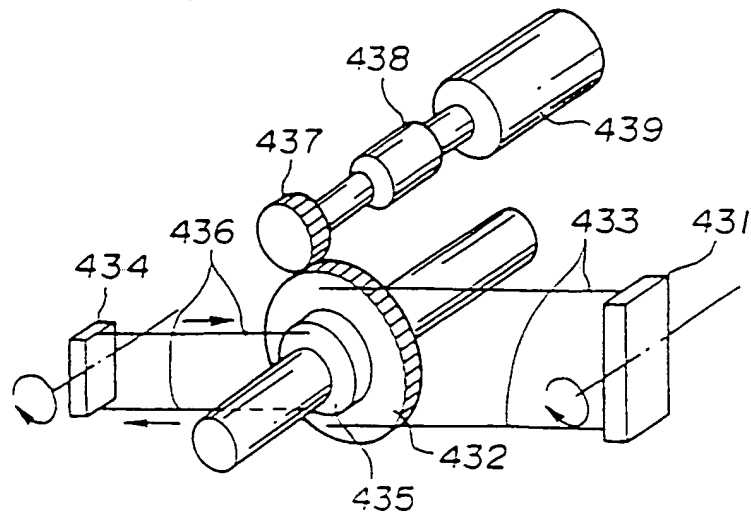
**FIG. 48**



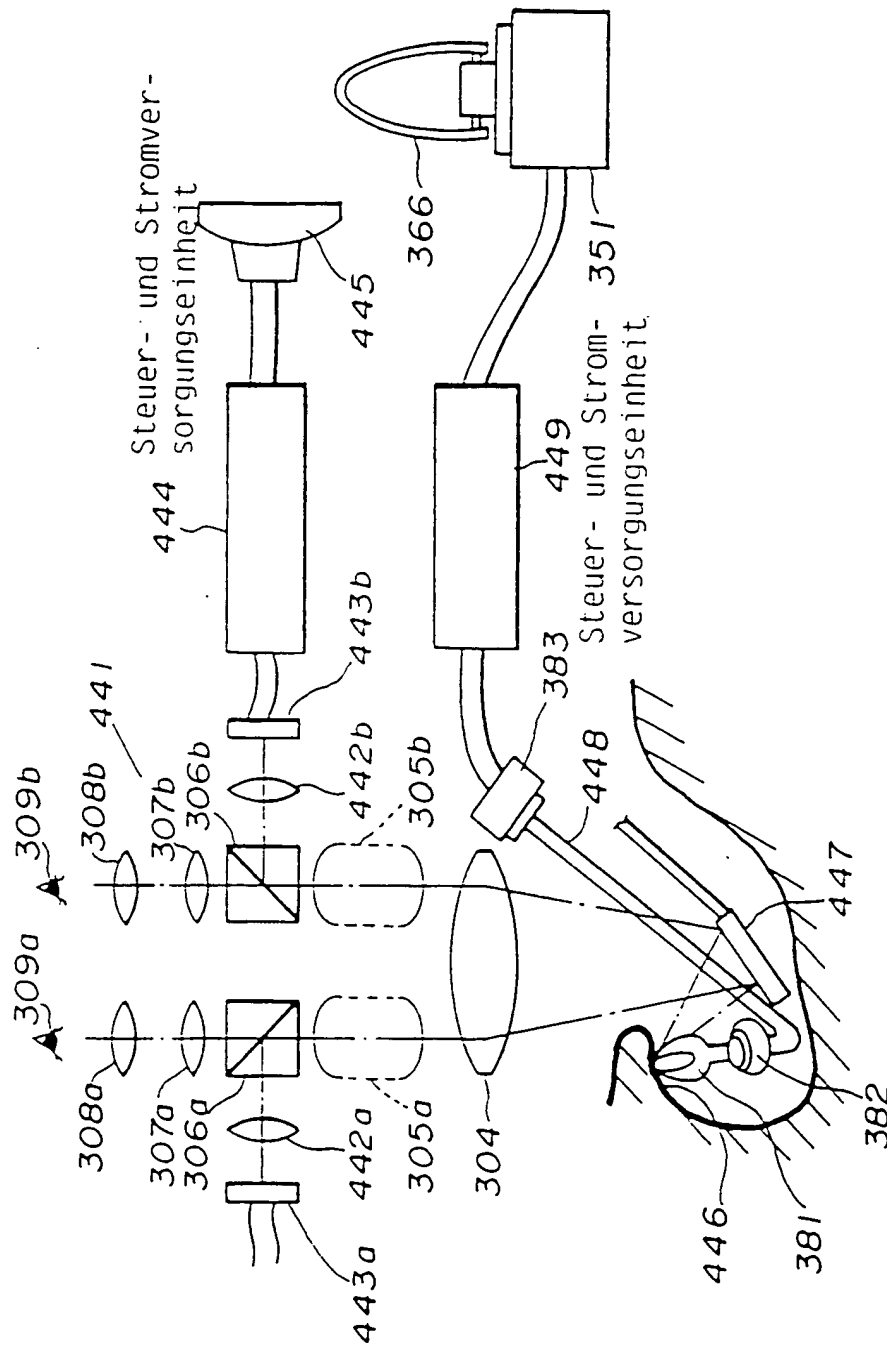
**FIG. 50**



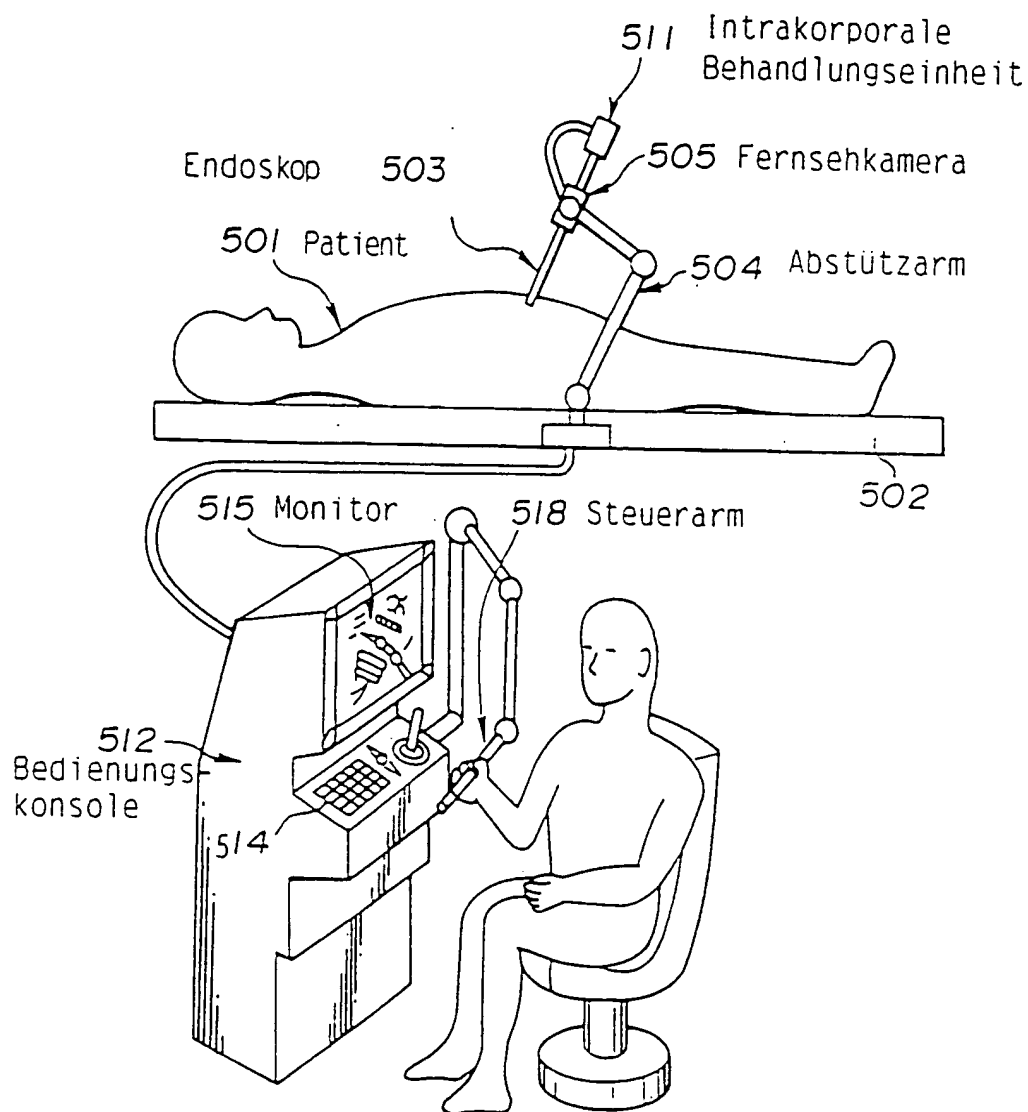
**FIG. 51**



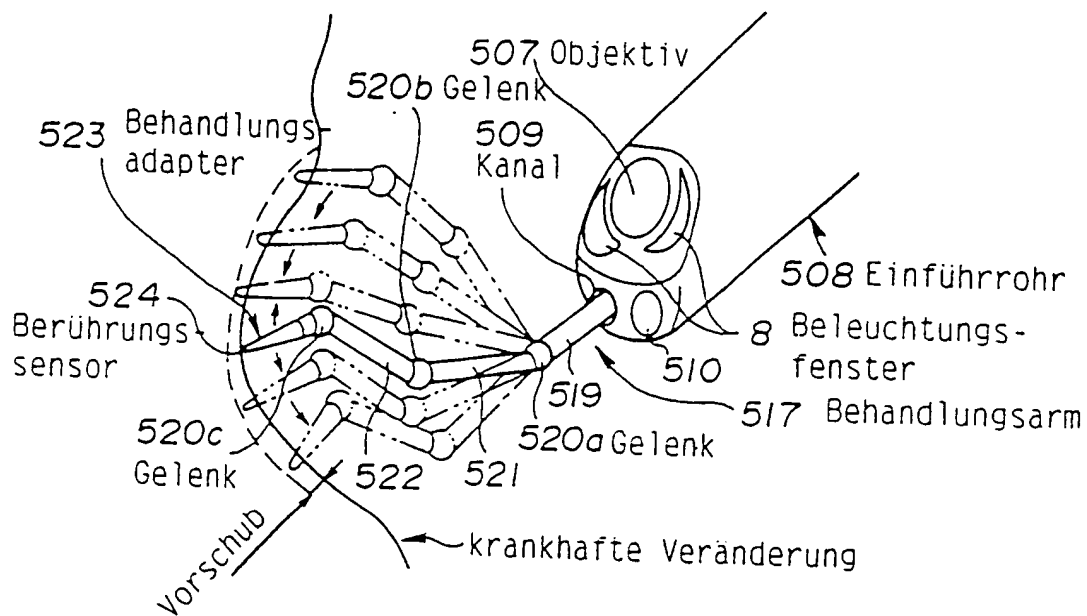
**FIG. 52**



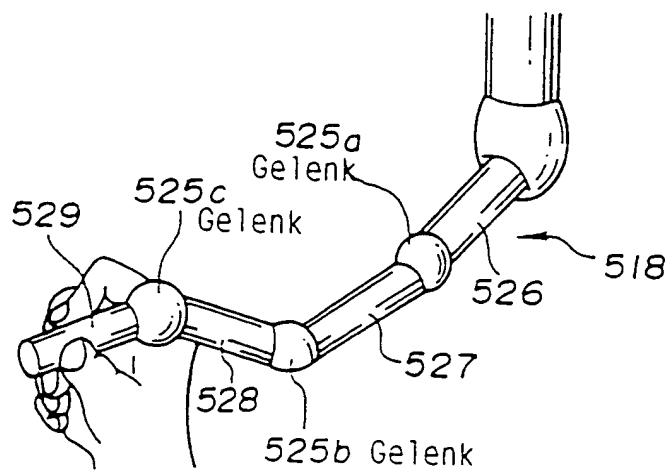
**FIG.53**



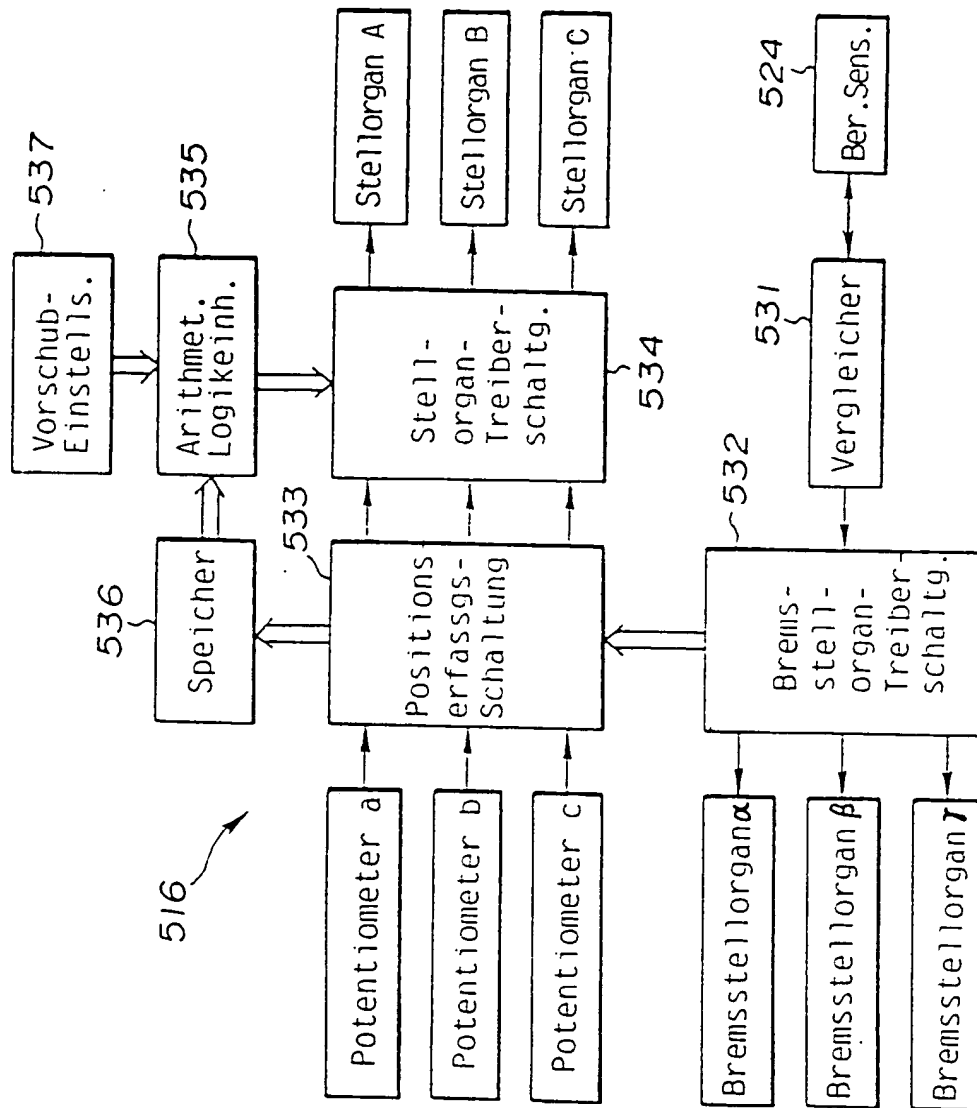
**FIG.54**



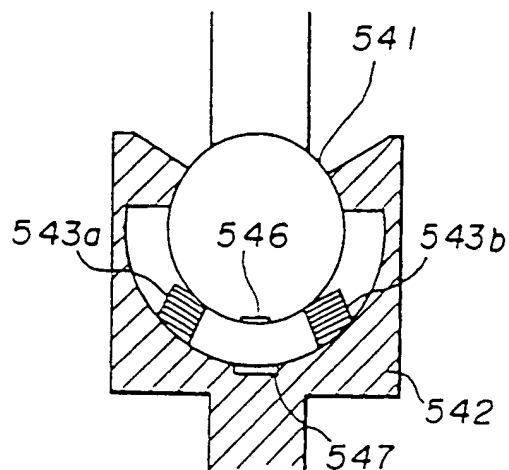
**FIG.55**



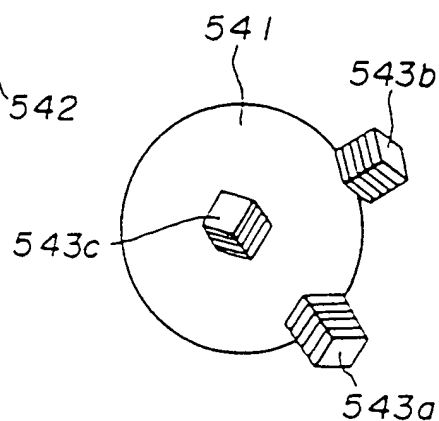
**FIG. 56**



**FIG. 57(A)**



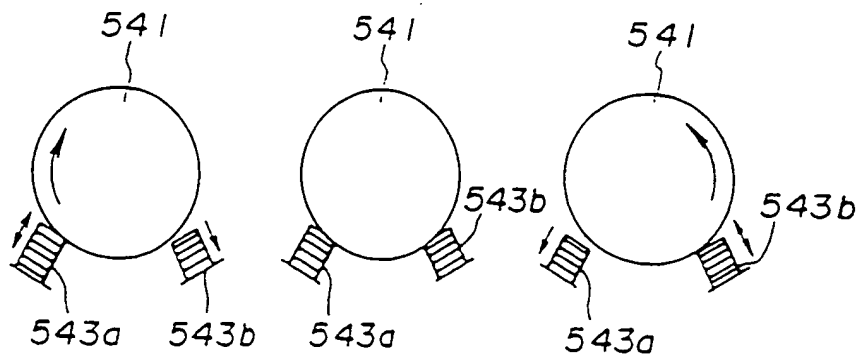
**FIG. 57(B)**



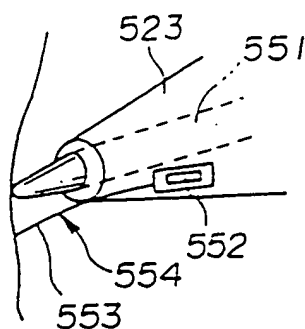
**FIG. 58(A)**

**FIG. 58(C)**

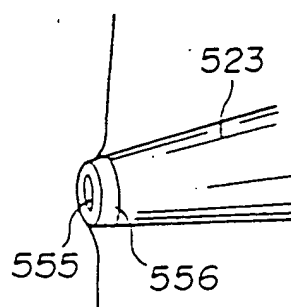
**FIG. 58(B)**



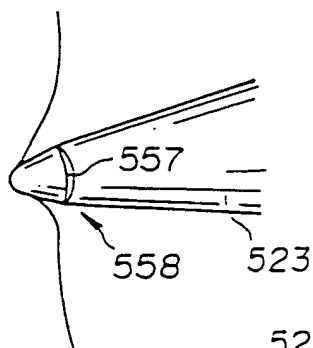
**FIG. 59(A)**



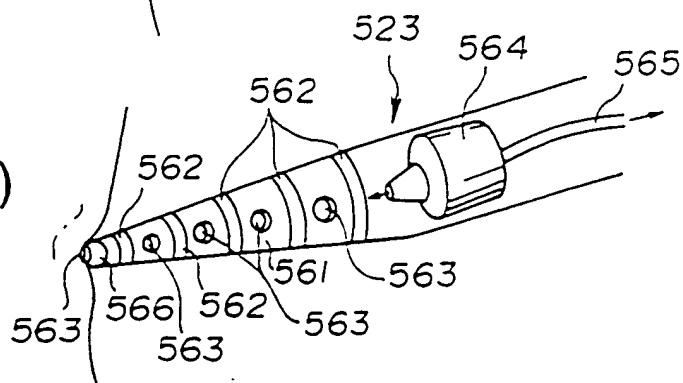
**FIG. 59(B)**



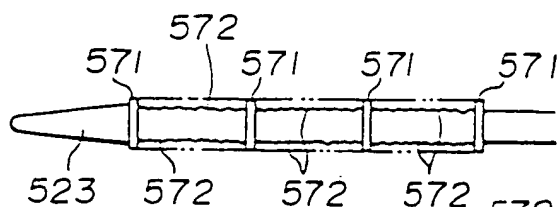
**FIG. 59(C)**



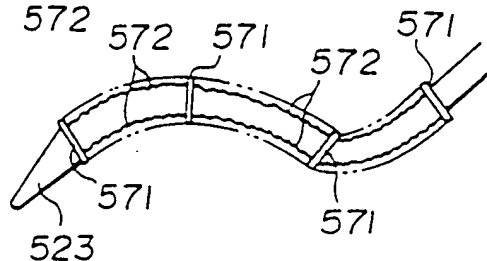
**FIG. 59(D)**



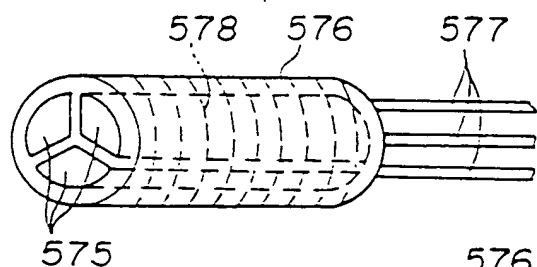
**FIG. 60(A)**



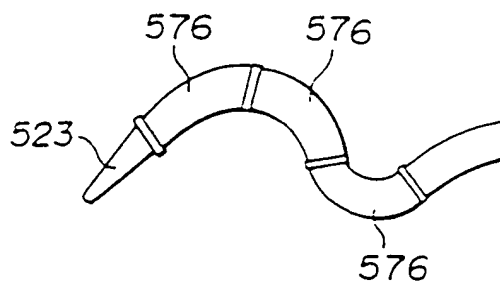
**FIG. 60(B)**



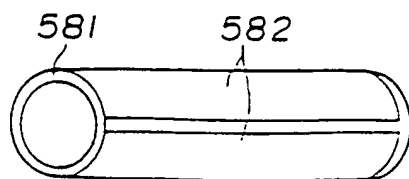
**FIG. 61(A)**



**FIG. 61(B)**



**FIG. 62(A)**



**FIG. 62(B)**

